

Aus der Klinik für Unfallchirurgie - Abteilung Unfallchirurgie, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie

(Prof. Dr. med. K.M. Stürmer)

im Zentrum Chirurgie

der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Analyse der Spätergebnisse und Ganganalyse bei Patienten nach operativ versorgter Fraktur oder Luxationsfraktur in den Lisfranc- und Chopartgelenklinien

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Jakob Schmitt
aus
Erfurt

Göttingen 2015

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

I. Berichterstatter/in: PD Dr. med. M. Tezval

II. Berichterstatter/in: Prof. Dr. Siegm. Blumentritt

III. Berichterstatter/in: Prof. Dr. Martin Oppermann

Tag der mündlichen Prüfung: 12. April 2016

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	X
Abkürzungsverzeichnis	XI
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	2
2.1 <i>Historie der Fußwurzelverletzungen</i>	2
2.2 <i>Anatomie</i>	3
2.2.1 Knochen	3
2.2.2 Bänder	4
2.3 <i>Anatomie und Biomechanik der Fußwurzel</i>	5
2.3.1 Chopart-Gelenk	6
2.3.2 Lisfranc-Gelenk	7
2.4 <i>Verletzungen der Fußwurzel</i>	7
2.4.1 Chopart-Gelenk	7
2.4.2 Lisfranc-Gelenk	8
2.5 <i>Diagnostik der Fußwurzelverletzungen</i>	10
2.5.1 Chopart-Gelenk	11
2.5.1.1 Klinische Diagnostik	11
2.5.1.2 Radiologische Diagnostik	11
2.5.2 Lisfranc-Gelenk	12
2.5.2.1 Klinische Diagnostik	12
2.5.2.2 Radiologische Diagnostik	13
2.6 <i>Frakturklassifikationen</i>	13
2.6.1 Chopart-Gelenk	13
2.6.2 Lisfranc-Gelenk	14
2.7 <i>Therapiekonzepte der Fußwurzelverletzungen</i>	15
2.7.1 Chopart-Gelenk	15
2.7.1.1 Nicht-operative Therapie	15

2.7.1.2	Operative Therapie	15
2.7.2	Lisfranc-Gelenk	16
2.7.2.1	Nicht-operative Therapie	16
2.7.2.2	Operative Therapie	16
2.8	<i>Der menschliche Gang</i>	17
2.8.1	Gangzyklus und Gangphasen	18
2.9	<i>Ganganalyse</i>	20
2.9.1	Historie der Ganganalyse	20
2.9.2	Ganganalysesysteme	21
2.9.2.1	Subjektive Ganganalyse	21
2.9.2.2	Objektive Ganganalyse	22
2.9.2.3	Elektromyographie (EMG)	22
2.9.3	Statikanalyse	23
2.9.4	Plantare Druckverteilungsmessung	23
2.9.5	Biomechanische Parameter	24
2.9.5.1	Zeit-Distanz-Parameter	24
2.9.5.2	Kinetik	24
2.9.5.3	Kinematik	31
3	Zielsetzung der Arbeit	34
4	Material und Methoden	35
4.1	<i>Auswahl des Patientenkollektivs</i>	35
4.2	<i>Auswertung der Patientendokumentation</i>	35
4.3	<i>Patientenbefragung und klinische Untersuchung</i>	36
4.3.1	Patientenbefragung	36
4.3.2	Klinische Untersuchung	37
4.3.2.1	Inspektion und Palpation der Weichteile des Fußes	37
4.4	<i>Biomechanische Analyse</i>	37
4.4.1	„Laser assisted static alignment reference“ zur Erfassung statischer Parameter	37
4.4.2	Ganganalyse	39
4.4.2.1	Ganganalyse auf der horizontalen und schrägen Ebene	41
4.4.3	Blauabdruck des Fußes zur Erfassung der Gewölbebeschaffenheit und plantaren Druckverteilung	42
4.4.4	Bewertungsscores – Midfoot Clinical Rating System	44
4.4.5	Datenverarbeitungssoftware	47
4.4.6	Statistische Methoden	47

5	Ergebnisse	49
5.1	<i>Auswertung der Patientenakten</i>	49
5.1.1	Basisdaten	49
5.1.2	Unfallbezogene Daten.....	51
5.1.3	Klinische Daten.....	52
5.2	<i>Auswertung der Patientenbefragung und klinischen Untersuchung</i>	54
5.3	<i>Auswertung der biomechanischen Untersuchungen</i>	62
5.3.1	Statik (L.A.S.A.R. – Posture)	62
	Ganganalyse	66
5.3.1.1	Ebene.....	66
5.3.1.2	Schräge aufwärts gehen	80
5.3.2	Fußmorphologie (Blauabdruck)	95
6	Diskussion	98
6.1	<i>Vorbemerkungen</i>	98
6.2	<i>Kritische Aspekte der Methodik</i>	98
6.3	<i>Epidemiologie</i>	100
6.4	<i>Klinik</i>	102
6.5	<i>Biomechanik</i>	106
6.6	<i>Fazit</i>	110
7	Zusammenfassung	113
8	Literaturverzeichnis	115
9	Anhang	124
	<i>Anhang 1</i>	124
	<i>Anhang 2</i>	127
	<i>Anhang 3</i>	132
	<i>Anhang 4</i>	137
	Erklärung	140
	Lebenslauf	141

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Akute Lisfranc-Luxation, Zeichnung von Hitzig (1865) aus der Berliner klinischen Wochenschrift 1865	9
Abb. 2.2: Röntgenaufnahme in seitlicher Projektion (Aronson et al. 1983)	12
Abb. 2.3: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	25
Abb. 2.4: Verlauf der antero-posterioren Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	26
Abb. 2.5: Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	27
Abb. 2.6 Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk (Mom_OSG_sag) auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	28
Abb. 2.7: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk (Mom_Knie_sag) auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	29
Abb. 2.8: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk (Mom_OSG_front) auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	30
Abb. 2.9: Verlauf des frontalen Kniemoments (Mom_Knie_front) auf 100% eines Gangzyklus normiert	31
Abb. 2.10: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	32
Abb. 2.11: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	33
Abb. 4.1: v.l.: „L.A.S.A.R. posture“ Statik-Messgerät der Firma Otto Bock Health Care GmbH (Duderstadt, Deutschland); Proband während einer Messung in der Sagittalebene (links) und in der Frontalebene (rechts).	38
Abb. 4.2: Vicon Kamera, Schema des Ganglabors (Bellmann 2006) mit Vicon-PC zur Auswertung der kinetischen und kinematischen Parameter; LV1,2: Ladungsverstärker der Kistler-Kraftmessplatten; 6 CCD-Kameras; LS: Lichtschranken	39
Abb. 4.3: Markerpositionierung (Bellmann 2006)	40
Abb. 4.4: über der Gehbahn aufgebaute Rampe mit 10° Neigung	42
Abb. 4.5: Anfertigung eines Fußabdrucks mittels Trittspurkasten (links); Fußabdruck mit eingezeichneten maximalen Durchmesser von Ballen und Rist	43
Abb. 4.6: Punkteverteilung Midfoot Scale, Maximale Punktzahl ist 100 Punkte.....	45
Abb. 5.1: Verletzungsverteilung im Probandenkollektiv	49
Abb. 5.2: Unterteilung der Verletzungstypen innerhalb der Chopart-Gruppe durch die Klassifizierung nach Zwipp.....	50
Abb. 5.3: Unterteilung der Verletzungstypen innerhalb der Lisfranc-Gruppe durch die Klassifizierung nach Hardcastle	50

Abb. 5.4: Anzahl der beobachteten Unfälle in Abhängigkeit zur Unfallursache gruppiert nach den Verletzungstypen Chopart und Lisfranc.....	51
Abb. 5.5: Anteil der Patienten mit OP-Zeitpunkt über 24 Stunden nach Unfallereignis bzw. unter 24 Stunden nach Unfallereignis gruppiert nach Lisfranc und Chopart.....	52
Abb. 5.6: Anteil der Patienten aus der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, bei denen während der stationären Therapie ein Kompartmentsyndrom aufgetreten ist.....	52
Abb. 5.7: Anzahl der beobachteten Versorgungen in Abhängigkeit vom Osteosynthesematerial, gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	53
Abb. 5.8: Anteil der Patienten aus der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, bei denen eine Arthrodesis vorgenommen werden musste, gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	53
Abb. 5.9: Anteil der verschiedenen Schmerzarten bezogen auf die Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe.....	54
Abb. 5.10: mittlere Erwerbsfähigkeitsminderung der Patienten aus Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe.....	55
Abb. 5.11: Anteil der verschiedenen Gehstreckenlängen, gruppiert nach Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenksverletzung (Du hast überall Chopart in Rot, hier jetzt auf einmal umgekehrt, lieber einheitlich).....	55
Abb. 5.12: mittleres klinisches Outcome der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, ermittelt durch AOFAS Midfoot Clinical Rating System.....	57
Abb. 5.13: mittleres Outcome der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, aufgeteilt auf vier verschiedene Altersbereiche, erhoben mittels AOFAS Midfoot Clinical Rating System.....	58
Abb. 5.14: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Patienten mit einer offenen bzw. geschlossenen Verletzung, gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	58
Abb. 5.15: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Polytraumas.....	59
Abb. 5.16: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) bezogen auf die Zeit vom Unfall bis zur OP (über/unter 24 Stunden) gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	60
Abb. 5.17: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) bezogen auf die Durchführung einer Arthrodesis eines Fußwurzelgelenks, gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	60
Abb. 5.18: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe.....	61
Abb. 5.19: gemittelter Abstand der Lastlinie vom Malleolus lateralis (OSG_sagittal) bzw. vom Kompromisskniedrehpunkt (KNIE_sagittal) in sagittaler Richtung.....	63
Abb. 5.20: Mittelwerte des Abstandes der Lastlinien der Frontalebene von der OSG-Mitte (OSG_frontal), bzw. von der Kniegelenksmitte (KNIE_frontal).....	64
Abb. 5.21: gemittelte Gewichtsverteilung in Abhängigkeit von betroffener bzw. nicht betroffener Seite, gruppiert nach Chopart und Lisfranc.....	65
Abb. 5.22: Mittelwerte von: Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer/ -asymmetrie und Schrittlänge(n)/ -asymmetrie.....	67
Abb. 5.23: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	69

Abb. 5.24: Mittelwerte von: 1. Maximum, Minimum, 2. Maximum im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft	69
Abb. 5.25: Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert	70
Abb. 5.26: gemitteltes Minimum und Maximum im Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft	70
Abb. 5.27: Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	71
Abb. 5.28: gemitteltes Maximum und Minimum im Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft..	71
Abb. 5.29:Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	72
Abb. 5.30: gemitteltes 1. Minimum, 1. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk	72
Abb. 5.31: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	73
Abb. 5.32: gemitteltes Minimum im Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk	73
Abb. 5.33: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	74
Abb. 5.34: gemitteltes Minimum und 2. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk..	74
Abb. 5.35: Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	75
Abb. 5.36: gemitteltes 1. Maximum, 2. Maximum im Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk	75
Abb. 5.37: oben: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert; unten: abgeleitete Bewegungsparameter	76
Abb. 5.38: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, initialer Plantarflexion, Dorsalextension und finaler Plantarflexion im sagittalen Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk	77
Abb. 5.39: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	78
Abb. 5.40: Mittelwerte von: Aufsetzwinkel, 1. Minimum,1. Maximum und Winkeldifferenz 1. Minimum/ 1. Maximum im sagittalen Winkelverlauf im Kniegelenk	79
Abb. 5.41: Mittelwerte von Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer und Schrittlänge	80
Abb. 5.42: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert	82
Abb. 5.43: Mittelwerte von 1. Maximum, Minimum und 2. Maximum im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft	83
Abb. 5.44: Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert	84
Abb. 5.45: gemitteltes Minimum und Maximum im Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft	84
Abb. 5.46: Verlauf der mediolateralen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	85
Abb. 5.47: gemitteltes 1. Maximum und Minimum im Verlauf der mediolateralen Bodenreaktionskraft	85
Abb. 5.48:Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	86
Abb. 5.49: gemitteltes Minimum und Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk	87

Abb. 5.50: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	87
Abb. 5.51: Mittelwerte des 2. Minimums im Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk .	88
Abb. 5.52: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	89
Abb. 5.53: gemitteltes Minimum und 2. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk..	89
Abb. 5.54: Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	90
Abb. 5.55: gemitteltes 1. und 2. Maximum im Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk	90
Abb. 5.56: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert.....	91
Abb. 5.57: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, initialer Plantarflexion, Dorsalextension, finaler Plantarflexion im sagittalen Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk.....	92
Abb. 5.58: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert	93
Abb. 5.59: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, 1. Minimum, 1. Maximum und Winkeldifferenz 1. Minimum/ 1. Maximum im sagittalen Winkelverlauf im Kniegelenk	94
Abb. 5.60: gemittelte Ballen-Rist-Verhältnisse in Abhängigkeit von der Verletzungsart, gruppiert nach betroffener und nicht betroffener Seite.....	95
Abb. 5.61: Anteile der verschiedenen CSI-Klassen in der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, unterteilt nach betroffener bzw. nicht betroffener Seite, statisch erhoben.....	96
Abb. 5.62: Anteile der verschiedenen CSI-Klassen in der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, unterteilt nach betroffener bzw. nicht betroffener Seite, dynamisch erhoben.....	97

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Midfoot Clinical Rating System, validierte deutsche Version, max. 100 Punkte	46
Tab. 2: Definition der Signifikanzniveaus	48
Tab. 3: Ergebnisse der klinischen Untersuchung des Fußes	56

Abkürzungsverzeichnis

Art	Articulatio (Gelenk)
ASR	Achillessehnenreflex
Aw	Aufsetzwinkel
CCD	<i>charge-coupled device</i> („ladungsgekoppeltes Bauteil“)
DE	Dorsalextension
dp	dorsoplantar
FPF	finale Plantarflexion
GRF	<i>ground reaction force</i> (Bodenreaktionskraft)
IPF	nitiale Plantarflexion
Lig	Ligamentum (Band)
Ligg	Ligamenta (Bänder)
M	Musculus (Muskel)
MdE	Minderung der Erwerbsfähigkeit
N	Nervus (Nerv)
n. Chr.	nach Christus (nach Beginn unserer Zeitrechnung)
OSG	oberes Sprunggelenk
post	posterior (dahinter)
PSR	Patellarsehnenreflex
SD	Standardabweichung
TMT-	Tarsometatarsale-
v.Chr.	vor Christus (vor Beginn unserer Zeitrechnung)

1 Einleitung

Der Fuß ist ein anatomisch und biomechanisch komplexes Körperteil des Menschen. Nur durch das uneingeschränkte funktionelle Zusammenspiel aller beteiligten Komponenten wie Muskeln, Bänder und Knochen ist der Mensch fähig, sich auf nahezu jedem Terrain aufrecht zu bewegen.

Fußwurzelverletzungen sind seltene Verletzungen des Fußes (Kotter et al. 1997; Zwipp 1994). Sie sind überwiegend durch hohe Gewalteinwirkung verursacht und deshalb häufig mit schweren Begleitverletzungen assoziiert (Richter et al. 2001; Zwipp 2009). Unter anderem aus diesem Grund werden diese Verletzungen immer wieder übersehen oder unterschätzt (Kotter et al. 1997).

Die in dieser Arbeit untersuchten Verletzungen betreffen den proximal an die Fußwurzel angrenzenden Gelenkkomplex *Articulatio tarsi transversa* (Chopart-Gelenk) und die distal angrenzenden *Articulationes tarsometatarsales* (Lisfranc-Gelenk). Chopart- und Lisfranc-Gelenksverletzungen sind zumeist osteoligamentäre Verletzungen und werden häufig operativ behandelt. Ziel dabei ist die exakte Wiederherstellung der Fußanatomie unter Berücksichtigung des Weichteilschadens (Mittlmeier und Beck 2011; Richter et al. 2001).

Im Rahmen dieser klinisch-experimentellen Studie erfolgte im ersten Schritt die Auswertung der Akten von Patienten, welche zwischen 1996 und 2008 in der Abteilung für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Göttingen aufgrund einer Fußwurzelverletzung operativ therapiert wurden. In einem zweiten Schritt wurden die Patienten eingeladen, um freiwillig an einer Nachuntersuchung teilzunehmen. Dabei wurde eine strukturierte Patientenbefragung und körperliche Untersuchung der unteren Extremität vorgenommen. Im Biomechaniklabor der Firmengruppe Otto Bock in Göttingen wurde im Anschluss ein biomechanischer Test durchgeführt, der eine Statikanalyse, dynamische Ganganalyse und einen Fußabdrucktest beinhaltet.

2 Grundlagen

2.1 Historie der Fußwurzelverletzungen

Schon Hippokrates befasste sich im 9. Band seines umfassenden Werkes „De Frakturis“ mit ligamentären Verletzungen des Fuß- und Sprunggelenks und beschrieb Frakturen und Luxationen dieser Region (Gurlt 1964, S. 251,836):

„Der menschliche Fuß ist wie die Hand aus vielen kleinen Knochen zusammengesetzt. Diese Knochen werden nicht leicht gebrochen, wenn nicht zugleich die Weichteile durch einen spitzigen oder schweren Körper verwundet sind [...]. Wenn aber ein Zehengelenk oder ein Knochen des sog. Tarsus aus der Lage gekommen ist, so muss ein jeder derselben an seine Stelle zurückgebracht werden [...].“

Bis heute sind Luxationen und Frakturen des Mittel- und Rückfußes schwierig in der Diagnostik und Therapie und oft mit Langzeitmorbidity und chronischen Beschwerden vergesellschaftet (Myerson et al. 1994; Myerson 1999).

Jedoch begannen die heutigen Kenntnisse zur Chirurgie des Fußes nicht erst mit Hippokrates. Schon die Babylonier und Ägypter behandelten Missbildungen und Traumata des Fußes (Gurlt 1964).

Die ersten Niederschriften zur Behandlung und Klassifikation von Luxationsfrakturen im Fußbereich sind in dem Kompendium von Sushruta (Sushruta Samhita ca. 600 v.Chr.) zu finden (Tewari und Shukla 2005).

In der 'Chirurgica' des Abu I-Quasim (1013 n. Chr.), dem berühmtesten chirurgischen Schriftsteller Arabiens seiner Zeit, kennt man bereits die Lehren des Hippokrates, sieht sich aber aufgrund von Blutscheu nur in der Lage, geschlossene Luxationen einzelner Fußknochen zu reponieren (Gurlt 1964).

Der Franzose Jean-Louis Petit beschrieb im Jahre 1723 zwei Fälle einer "Luxation mediotarsalis" (Petit 1723), jedoch war das Vorkommen derartiger Verletzungen zu dieser Zeit umstritten. Die Anatomen Broca (1953) und

Henke (1958) entschieden sich unabhängig voneinander gegen diese Möglichkeit der Verletzung, da sie der Ansicht waren, dass eine Luxation in diesem Gelenk wegen der Stärke der Bandverbindungen und der Breite der Gelenkflächen unmöglich wäre, ohne zuvor eine Luxation im unteren Sprunggelenk hervorzurufen.

François Chopart (1743-1795) - heute vor allem bekannt durch die nach ihm benannte Absetzungslinie in der *Articulatio tarsi transversa* - führte selbige Operation nur einmal in seinem Leben, vier Jahre vor seinem Tod, aus und hielt diese nicht für publikationswürdig. Einer seiner Schüler veröffentlichte später den Operationsbericht (Wolf 2000).

Auch die Lisfranc-Gelenkslinie ist eine Amputationslinie, welche durch Jacques Lisfranc (1790-1847), einen Feldchirurgen unter Napoleon, für das Absetzen des Vorfußes an den Metatarsalia beschrieben wurde. Zu Luxationen und Frakturen des Gelenks publizierte er jedoch nicht (Bühren 2001).

Erste röntgenologische Nachweise von Fußwurzelverletzungen sind bei Krämer (1923) erwähnt. Dieser beschrieb auch eine reine Luxation ohne Fraktur im chopart'schen Gelenk.

Die rein ligamentären Luxationen an der chopart'schen Gelenklinie sind bis heute sehr selten (Zwipp 1994).

2.2 Anatomie

2.2.1 Knochen

Anatomisch unterscheidet man am Fuß Zehenknochen (*Ossa digitorum*), Mittelfußknochen (*Ossa metatarsi*) und Fußwurzelknochen (*Ossa tarsi* bzw. *Phalanges*). Diese Einteilung ist sinnvoll, da diese drei Regionen jeweils spezifische statische und kinetische Eigenschaften besitzen (Drenckhahn und Eckstein 2003; Koebke 2002). Die Fußwurzel besitzt - ähnlich der Handwurzel - einen reihenförmigen Aufbau, wobei sich Talus (Sprungbein) und Calcaneus (Fersenbein) wesentlich durch ihre Größe und vertikale Anordnung abheben. Die übrigen tarsalen Knochen sind die kleineren *Os naviculare* (Kahnbein), *Os cuboideum* (Würfelbein) und *Ossa Cuneiformia* (Keilbeine) I-III. Sie sind so angeordnet, dass sie ein nach medial offenes Quergewölbe

andeuten, welches nach distal hin abflacht und nach kranial vom Talus wie einer Art Schlussstein abgeschlossen wird.

Durch seine mehrdimensionale und große Kontaktfläche fungiert er als zentrales Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fuß sowie als zentraler Kräfteverteiler innerhalb des Fußgewölbes (Rammelt und Zwipp 2005).

Der Calcaneus ist der größte Knochen des Fußes und bildet mit seiner ausladenden Form den dorsalen Fußhebel. Die Ossa cuneiformia sind maßgeblich an der Bildung des Fußquergewölbes beteiligt.

Den vier lateralen Ossa metatarsalia sind jeweils drei Ossa phalangeales angeschlossen. Durch seine Länge ist der erste Zehenstrahl zum tragenden Element des Längsgewölbes geworden und erfährt dadurch die größte mechanische Beanspruchung während der Abrollbewegung des Fußes beim Gehen. Der Digitus minimus (fünfte Zehe) scheint in einer kompletten Rückbildung begriffen zu sein, da bei 36-50% der Menschheit Mittel- und Endphalanx zu einem Knochen verschmolzen sind (Drenckhahn und Eckstein 2003).

2.2.2 Bänder

Das Längsgewölbe des Fußes wird durch die starken plantaren Ligg. tarsi plantaria verspannt. Am oberen Scheitelpunkt des Gewölbes liegt das Lig. calcaneonaviculare plantare (Pfannenband). Es verbindet Calcaneus und Os naviculare nach medial. Da es gleichzeitig auch ein Teil der Gelenkfläche des Talus ist, besteht es an dieser Stelle (Fibrocartilago navicularis) auch aus Faserknorpel. Eine Ebene darunter erstreckt sich das Lig. plantare longum. Es entspringt von der Plantarfläche des Calcaneus und zieht bis zur Basis der Metatarsalia. Die unterste Schicht der plantaren Verspannungssysteme bildet die Aponeurosis plantaris (Plantaraponeurose). Vom Tuber calcanei ausgehend zieht sie, teilweise mit dem M. flexor digitorum brevis verwachsen, zu den Grundgelenken der Phalanges (Putz und Moriggl 2007).

Da im Bereich der tarsometatarsalen (TMT) Gelenkreihe die Gelenkspalten mithilfe zahlreicher Einzelbänder senkrecht überspannt werden, liegen amphiarthrotische Gelenkverbindungen vor. Erwähnt seien hier folgende, daran maßgeblich beteiligte Bänder: Ligg. calcaneocuboidea dorsalia, Lig. talonaviculare dorsale, Ligg. tarsi dorsalia, Lig. bifurcatum, Ligg. tarsometa-

tarsalia dorsalia et plantaria, Ligg. metatarsalia dorsalia et plantaria. Durch diese dorsale, plantare und interossäre Verspannung erfüllt der Tarsus beim Auftreten die Funktion einer elastischen Platte. Beeinträchtigungen in diesem Bereich haben katastrophale Auswirkungen auf Flexibilität und Belastbarkeit des Fußes und damit auf die bipedale Fortbewegung. Die drei Bandensysteme sind laut Blouet jedoch nicht die einzigen Verspannungsstrukturen der TMT-Gelenke. Er zählt die Lig. metatarsae, das Lig. calcaneocuboideum sowie die in diesem Bereich inserierenden Sehnen von M. tibialis post. und M. peroneus longus als dynamische Zusatzstabilisatoren dazu (Blouet et al. 1983). Die dorsalen Bänder sind schwächer als die plantaren und kommen vor allem beim Zehenstand zum Einsatz. Hier überträgt der Wölbungsbogen des Fußes die axial einwirkende Gewichtskraft wie eine gebogene Säule, welche durch die dorsalen Bänder gehalten wird. Vor allem die starken Ligg. metatarsalia interossea, aber auch das Lig. talocalcaneum interosseum und tiefe Anteile des Lig. bifurcatum dienen der Verspannung des Quergewölbes (Drenckhahn 2003).

2.3 Anatomie und Biomechanik der Fußwurzel

Aufgrund der Entwicklung des Fußes weg vom Greiforgan hin zum Trag- und Fortbewegungsorgan entwickelte sich im Laufe der Evolution die für den Menschen einzigartige, echte Bipedie. Im viele Jahre dauernden Reifeprozess, der sowohl aktive als auch passive Elemente umfasst, passt sich der Fuß statischen und kinetischen Belastungen an (Koebeke 2002). Der vertikalen Krafteinleitung wirkt er über einen federnden Widerstand, in Gestalt eines Quer- und Längsgewölbes entgegen. Nicht nur bei statischen, sondern auch bei dynamischen Bedingungen bewirken die Wölbungen des Fußes einen überwiegend axialen Kraftfluss und eine Minimierung der Biegekräfte in den Mittelfußknochen (Putz und Moriggl 2007). Die statische Kraft, welche auf das obere Sprunggelenk und damit auf das Fußgewölbe einwirkt, setzt sich als vektorielle Summe zusammen aus dem zu tragenden Teil des Körpergewichts und der Gleichgewicht herstellenden Zugkraft des M. triceps surae (Kummer 1967). Die plantaren Verspannungssysteme belasten zusammen mit der Fersenauflegekraft und dem Zug des M. triceps surae als teilresultierende Kraft den Rückfuß (Tillmann 1977). Aufgrund seiner vielen

gelenkigen Verbindungen kann sich der Fuß trotz der straffen ligamentären Verspannungssysteme an die Unebenheiten des Untergrundes anpassen (Stofft 2005).

Der Talus bildet zusammen mit dem Os naviculare, den Ossa cuneiforme I-III, den Ossa metatarsalia (Mittelfußknochen) I-III und den dazugehörigen Ossa digitorum (Zehenknochen) die mediale Säule. Die laterale Säule beginnt am Calcaneus und verläuft nach distal über das Os cubioidum (Würfelbein) in die Ossa metatarsalia IV-V mit ihren Digiti IV-V. In der anglo-amerikanischen Literatur wird eine zusätzliche mediale Säule durch das Os cuneiforme III, das Os metatarsale III und den Digitus III definiert (Rohen und Lütjen-Drecol 2006).

2.3.1 Chopart-Gelenk

Ursprünglich als chirurgische Amputationslinie definiert, bezeichnet man heute die komplexe Funktionseinheit aus dem sphärischen Art. talonavicularis (Sprungbein-Kahnbein-Gelenk) und dem sattelartigen Art. calcaneocuboida (Fersenbein-Würfelbein-Gelenk) als Chopart-Gelenk. Dieses chirurgisch auch als Art. transversa tarsi verstandene Gelenk besitzt eine eigene Gelenkkapsel, welche durch die Ligg. bifurcatum, -calcaneonaviculare plantare, das Lig. calcaneonaviculare mediale und das Lig. talonavicularredorsale sowie die unterschiedlich stark ausgeprägten Ligg. calcaneocuboidale dorsale, laterale und plantare verstärkt wird. Aufgrund der straffen Verspannung, ist das Chopart-Gelenk anatomisch als Amphiarthrose („straffes Gelenk“) zu beschreiben (Drenckhahn und Eckstein 2003; Stofft 2005).

Die an der medialen Fußsäule beteiligten Os naviculare und Caput tali sind elastischer miteinander verbunden und tragen vor allem zur Beweglichkeit der Fußwurzel bei. Tuber calcanei und Os cuboidale, welche zur lateralen Fußsäule gehören, sind fester miteinander verbunden und sind vor allem für Stabilität verantwortlich. Für eine normale Funktion des Fußes sind korrekte Längenverhältnisse der an den Gelenken beteiligten Knochen Voraussetzung (Zwipp 1994). Die Bewegung im Chopart-Gelenk verläuft schraubenartig um eine Longitudinalachse. Diese steigt in der Horizontalebene von dorsal um 15° an und weicht um 9° nach medial ab. Manter (1941) konnte dies nachweisen und entdeckte noch eine um 52° nach kranial und um 57° nach medial divergierende zweite Achse.

2.3.2 Lisfranc-Gelenk

Die Lisfranc'sche Gelenkreihe verbindet die Ossa metatarsalia mit den Ossa cuneiforme I-III und dem Os cuboideum. Während die Ossa metatarsalia I-III auf je ein Os cuneiforme münden, artikulieren die Ossa metatarsalia IV und V gemeinsam mit dem Os Cuboideum (Drenckhahn und Eckstein 2003). Die Gelenkverbindungen werden durch straffe Bänder gehalten, sind aber nicht so starr, wie bisher angenommen. Mit Ausnahme der Verbindung Os metatarsi II mit Os metatarsi I sind die Mittelfußknochen durch kräftige Bänder miteinander verspannt. Somit genießt der erste Strahl mehr Bewegungsfreiheit. Das sogenannte Lisfranc-Band zieht y-förmig vom Os cuneiforme I mit jeweils einem Faserzug zu den Basen der Ossa metatarsi I und II und ist die einzige Stabilisation für diesen Teil des Lisfranc-Gelenks. Eine dynamische Stabilisierung wird durch die Sehnenfasern des M. tibialis post. (medialer Steigbügel) und die M. peroneus longus-Sehne (lateral Steigbügel) gewährleistet. Die statische Belastbarkeit resultiert vor allem aus der gewölbebildenden Form und Anordnung der am Gelenk beteiligten Knochen. Dennoch ist unter einer vertikalaxialen Belastung eine sagittale Beweglichkeit um 5-17° in den Randstrahlen I, IV und V nachgewiesen (Honnart 1974; Zwipp 2001). Aufgrund des relativ verkürzten Os cuneiforme II ist das Os metatarsale II nach sagittal dorsal zwischen Os cuneiforme I und III eingerückt und weist damit eine erhöhte biomechanische Belastbarkeit auf (Peicha et al. 2002).

2.4 Verletzungen der Fußwurzel

2.4.1 Chopart-Gelenk

Als „Luxatio mediotarsalis“ beschrieb Malgaigne (1843) als einer der Ersten die Verrenkungen des Chopart-Gelenks. Finsterer (1908) charakterisierte den Verletzungsmechanismus im Chopart-Gelenk als eine gleichzeitige Verknüpfung von Plantarflexion und Pro- bzw. Supination des Fußes. Aufgrund der sehr festen kapsulo-ligamentären Führung des Chopart-Gelenks sind Luxationen und Luxationsfrakturen der kompletten Gelenklinie (Talonavikular- und Calcaneocuboidalgelenk) äußerst selten und bedürfen einer extremen Krafteinwirkung oder ungünstiger Hebelwirkung auf den Fuß (Kotter et

al. 1997; Zwipp 1994). Voraussetzender Mechanismus für eine Luxation im Chopart-Gelenk ist eine forcierte Kraft im Sinne einer Abduktion bzw. Adduktion bei fixiertem Rück- bzw. Vorfuß. Tritt zum Zeitpunkt der Luxation eine durch Dezelerationsenergien verursachte axiale Stauchung über den versetzten Gelenkanteilen ein, so entstehen an den verkleinerten Kontaktflächen erhebliche Kompressionskräfte, welche an den gelenkbeteiligten Knochen zu Impressionsfrakturen führen können. Speziell das starrer fixierte Os cuboideum kann hier durch die nach kranial verschobene distale Calcaneusgelenkfläche im Sinne der sogenannten „Nussknackerfraktur“ stößelartig imprimiert werden. Durch die Versetzung entstandene Hebelkräfte führen zu Band- und Kapselzerreißen mit zum Teil knöchernen Ausrissen (Rammelt et al. 2002). Pathomechanisch misst Zwipp (2009) der Zwei-Säulen-Statik des Fußes entscheidende Bedeutung zu. Für ihn verdient eine durch Luxation im Chopart-Gelenk bedingte Längenänderung der medialen bzw. lateralen Fußsäule die gleiche diagnostische und therapeutische Beachtung, wie die aufgehobene Gelenkkongruenz in diesem Bereich.

Ein Unfallhergang, der diese Verletzungen hervorruft, liegt typischerweise beim versetzten Frontalaufprall (Offset-Crash) eines PKW mit dadurch bedingter Fixierung und Dislokation der Füße des Fahrers vor; häufig mit Verwringungen zwischen der Pedalerie (Zwipp 2009). Dass ein Großteil der Fußwurzelverletzungen ursächlich durch Hochrasanztraumata bedingt ist, zeigt eine von Zwipp et al. (1991) veröffentlichte retrospektiven Studie.

2.4.2 Lisfranc-Gelenk

Auch bei den Lisfranc-Luxationen sind die ersten Berichte bei Malgaigne in seiner 1843 erschienenen "Mémoire sur la fracture par écrasement du calcaneum" zu finden. Die detaillierte Darstellung eines Einzelfalls durch Hitzig (1865) beinhaltet den typischen Unfallmechanismus und eine äußerst treffende Diagnosestellung (Hitzig 1865):

„[...] Er fiel seinen Angaben nach auf die Ballen des linken Fußes und fühlte dabei ein Krachen sowie einen sehr heftigen Schmerz in demselben. [...] Die Knochen des Fußes waren intakt, man sah jedoch auf den ersten Blick eine Erhöhung auf dem Fußrücken, die in ziemlich gerader Linie in der Gegend des Lisfranc'schen Gelenkes verlief, nicht stark, sondern (wegen des

Ödems) sanft gegen den Schenkel zu abfiel und sich gegen den 5. Mittelfußknochen hin verlor. [...] Die Diagnose liegt in der Beschreibung. [...]"



Abb. 2.1: Akute Lisfranc-Luxation, Zeichnung von Hitzig (1865) aus der Berliner klinischen Wochenschrift 1865

Anatomisch stellt das Lisfranc-Gelenk die Verbindung zwischen Mittel- und Rückfuß dar. Besonders nach plantar wird die gesamte Gelenkreihe durch kräftige Ligamente gehalten, welche die statische Verriegelung des Quergewölbes gewährleisten (Drenckhahn und Eckstein 2003). Verletzungen des Lisfranc-Gelenks machen, bezogen auf Verletzungen des Fußes und des Sprunggelenks ca. 11% aus (Richter et al. 1999). Niedrig- und Hochrasanztraumata als Ursache stehen im Verhältnis eins zu zwei, wobei letztere zu 50% im Straßenverkehr entstehen und zu 80% mit einem Polytrauma assoziiert sind (Myerson 1999; Vuori und Aro 1993). Aufgrund des schwächer ausgeprägten Bandapparates des Fußrückens ist eine Luxation nach dorsal wahrscheinlicher. Die Unfallmechanismen hierfür sind überwiegend indirekte Gewalteinwirkungen, so etwa beim Sturz auf den plantarflektierten Fuß, oder bei Dezelerationstraumata im PKW mit Abstützvorgängen des plantarflektierten Fußes und Fußraumintrusion. Die selteneren plantar gerichteten

Luxationen entstehen hauptsächlich durch direkte Gewalteinwirkung, wie zum Beispiel Überroll- oder Quetschtraumata (Richter et al. 1999). Eine Sammelstudie von Hardcastle et al. (1982) mit 119 nach Lisfranc-Luxation versorgten Patienten zeigt, dass 90% der Luxationen mit Frakturen vor allem der Metatarsalia assoziiert sind. Peicha et al. (2002) konnten nachweisen, dass anatomische Variationen mit geringerer Einziehung der Basis des Os metatarsale II mit einer erhöhten Luxationsrate korrelieren.

2.5 Diagnostik der Fußwurzelverletzungen

Eine genaue Anamnese sollte das Mittel der ersten Wahl sein. In der Mehrzahl der Fälle kann dadurch Information über den Unfallmechanismus oder zumindest über das Vorliegen eines Hoch- bzw. Niedriggradtraumas eingeholt und somit eine zielgerichtete und damit effektivere Diagnostik eingeleitet werden (Peicha et al. 2001a).

Aufgrund der Seltenheit von Fußwurzelverletzungen und der häufigen Assoziation mit einem Polytrauma gelingt eine exakte Diagnosestellung bzw. Einschätzung des Schweregrades gerade bei Verletzungen mit reinem Subluxationscharakter nicht überall mit ausreichender Sicherheit. Außerdem kann sich die Verletzung recht verborgen halten, sofern sie nach Niedrigenergietrauma oder zusammen mit massiver Schwellung auftritt. Das Röntgen in zwei Ebenen als Standardverfahren der radiologischen Diagnostik gerät durch die starke räumliche Ausrichtung der Fußwurzelgelenke an seine Grenzen und ist ohne Erweiterung um eine 3. Projektionsebene meist nicht eindeutig interpretierbar (Boack 2007; Bühren 2001; Myerson et al. 1994). Jedem Hinweis auf ein Kompartmentsyndrom muss nachgegangen werden. So sind bei starker Schwellung Logendruckmessungen durchzuführen und bei fehlenden Fußpulsen die A. dorsalis pedis und tibialis posterior dopplersonographisch zu kontrollieren. Bei zu starken Kompartimentdrücken oder Sensibilitätsstörungen im Fußbereich ist die Indikation zur Kompartimentspaltung großzügig zu stellen (Peicha et al. 2001a; Pickel und Bühren 2004). Oft jedoch erfolgt die Entscheidung für eine Kompartimentspaltung aufgrund massiver Schwellung und therapierefraktärer Schmerzsituation.

2.5.1 Chopart-Gelenk

2.5.1.1 Klinische Diagnostik

In einer Studie von Kotter et al. (1997) wurden initial gut ein Drittel der Chopart-Luxationen nicht erkannt bzw. fehldiagnostiziert, was eine verzögerte Therapie mit einem Anstieg des Arthrosegrades als Spätfolge nach sich zog. Diagnostisch erschwerend ist auch die hohe klinische Variabilität, mit der sich Verletzungen des Chopart-Gelenkes äußern. Das klinische Bild geht von diffusen Bewegungsschmerzen über lokale Schwellung, Druckschmerz mit Stufenbildung, bis hin zu offensichtlichen Dislokationen der Fußwurzel (Rammelt et al. 2002). Als pathognomonisches Zeichen gilt die von Dewar und Evans (1968) in diesem Zusammenhang erstmals beschriebene plantare Ekchymose, welche auf eine Ruptur der Sehnenansätze des M. tibialis posterior hindeutet. Eine initiale seitenvergleichende Inspektion der lateralen und medialen Fußsäule auf etwaige Verkürzungen mit fixierter Vorfußabduktion bzw. -adduktion sowie eine Kontrolle auf Schmerzen bzw. Fehlstellungen forciertener Vorfußbewegung sind anzustreben (Zwipp 1994).

2.5.1.2 Radiologische Diagnostik

Bei Verletzungen des Chopart-Gelenkes ist eine Röntgendiagnostik in drei Standardprojektionen durchzuführen (Mittlmeier 1998):

- Fuß dorso-plantar mit 30° dorso-kaudal gekippter Röhre
- 45° Schrägaufnahme des Fußes
- Fuß exakt seitlich

Bei der seitlichen Projektion ist vor allem auf den Verlauf der sog. Cymalinie zu achten. Ihr gemeinhin vertikal S-förmiger (griech.: „κυμα“= Schiffchen) Verlauf entlang des chopart'schen Gelenkspalts kann bei gestörter Gelenkkongruenz Verwerfungen aufweisen (Abb. 2.2).



Abb. 2.2: Röntgenaufnahme in seitlicher Projektion (Aronson et al. 1983), die hervorgehobene „Cyma-Linie“ zeigt eine Unterbrechung ihres S-förmigen Verlaufs, was auf eine Störung der Gelenkkongruenz hindeutet (Creative Commons - Lizenz)

Für Frakturuntersuchungen eignet sich die 45°-Schrägprojektion. Hier können alle vier Knochen der Chopart-Gelenklinie überlagerungsfrei dargestellt werden. Als diagnostisch besonders schwierig erweisen sich veraltete Verletzungen oder spontan reponierte „okkulte“ Subluxationen, welche nur bei klinischem Verdacht detektiert werden können (Geerling et al. 2010; Mittelmeier 1998). Erweiterte radiologische Schritte sind hierbei vergleichende Aufnahmen der Gegenseite, dorsoplantare Aufnahmen unter gehaltener Vorfußabduktion bzw. -adduktion oder eine Computertomographie der Fußwurzel (Randt et al. 1998). Zusätzliche ligamentäre Läsionen vor allem des Lig. bifurcatum oder des Lig. talonaviculare, aber auch zentrale Trümmerzonen können so besser erkannt werden und tragen zu einer Optimierung der Operationsplanung bei (Rammelt et al. 2002).

2.5.2 Lisfranc-Gelenk

2.5.2.1 Klinische Diagnostik

Inspektorisch erkennbare lokale Stufenbildung und Anzeichen für eine Gewölbeerhöhung (dorsale Dislokation) bzw. eine Abflachung des Fußgewölbes (plantare Dislokation) sind hinweisend auf eine Verletzung im Tarsometatarsalgelenk. Durch Letzteres bedingte relative Flexorenverkürzung führt zu einer Krallenstellung der Zehen, welche aktiv nicht streckbar ist (Zwipp

1994). Je nach Lokalisation der Verletzung, machen diffuse Druckdolenzen eine palpatorische Diagnostik nur bedingt möglich.

2.5.2.2 Radiologische Diagnostik

Grundsätzlich erfordert die initiale Bildgebung eine radiologische Darstellung des Fußes in drei Standardprojektionen (Mittlmeier 1998):

- Fuß dorso-plantar mit 20° dorso-kaudal gekippter Röhre
- Fuß exakt seitlich
- 45° Schrägaufnahme des Fußes

Für die dorso-plantare Aufnahme gilt: Jede Veränderung der Position des Os metatarsale II aus der Lücke zwischen Os cuneiforme I und III muss eine Verletzung am Lisfranc-Gelenk vermuten lassen. Für eine Überprüfung der Basen der lateralen Metatarsalia eignet sich die 45° Schräg-Projektion (Randt et al. 1998). In Zweifelsfällen können identische Aufnahmen des gesunden Fußes hilfreich sein. Mittlerweile in den meisten Kliniken verfügbar, hat sich die CT-Diagnostik als wegweisende, dem konventionellen Röntgen deutlich überlegene Methode zur Erkennung von Frakturen und Störungen der Gelenkkongruenz herausgestellt. Als letzte Instanz der bildgebenden Diagnostik besteht die Möglichkeit einer Magnetresonanz-Tomographie, welche jedoch bei unklarem CT-Befund und vor allem bei Bandverletzungen gefragt ist (Peicha et al. 2001b; Peicha et al. 2001a; Zwipp 1994).

2.6 Frakturklassifikationen

Zur Einteilung der Verletzungen der Fußwurzelgelenke existieren verschiedene Klassifikationsarten und deren Modifikationen.

2.6.1 Chopart-Gelenk

Die 1975 von Main und Jowett definierte Klassifikation teilt Chopart-Gelenkverletzungen anhand der Dislokationsrichtung kombiniert mit der bedingenden Richtung der einwirkenden Kraft (Verletzungsmechanismus) ein (Main und Jowett 1975):

- mediale Stauchungsverletzung (forcierte Vorfußadduktion)
- laterale Stauchungsverletzung (forcierte Vorfußabduktion)

- longitudinale Stauchung (axiale Krafteinwirkung)
- plantare Stauchung (forcierte Vorfußplantarflexion)
- direkte Quetschtraumata

In der Klassifikation nach Zwipp von 1994 werden sechs Luxationsmechanismen anhand des Verlaufs der luxierenden Kraft im Chopart-Gelenk unterschieden (Zwipp 1994):

- transligamentär
- transcuboidal
- transcalcaneär
- transnavicular
- transtalar
- transnaviculo-cuboidal

2.6.2 Lisfranc-Gelenk

Die erste deskriptive Einteilung nach Quenu und Küss aus dem Jahre 1909 wird auch heute noch für klinische Betrachtungen herangezogen und beruht auf etlichen anatomischen Studien und klinischen Fällen. Darin werden neben zahlreichen Untergruppen drei Hauptluxationsrichtungen des Vor- gegenüber dem Mittelfuß unterschieden (Quenu und Küss 1909):

- homolateral (parallele Dislokation aller Metatarsalia)
- isoliert (ein bis zwei Metatarsalia von den übrigen separiert)
- divergierend (mehrdimensionale Dislokation diverser Metatarsalia)

1982 wurde die Klassifikation durch Hardcastle et al. weiterentwickelt, indem die drei oben genannten Unterteilungen zum Teil erweitert wurden (Hardcastle et al. 1982):

- Typ A: komplette Inkongruenz
- Typ B: partielle Inkongruenz
 - Laterale Dislokation
 - Mediale Dislokation
- Typ C: Divergenz
 - Totale Verlagerung
 - Partielle Verlagerung

2.7 Therapiekonzepte der Fußwurzelverletzungen

2.7.1 Chopart-Gelenk

2.7.1.1 Nicht-operative Therapie

Grundsätzlich ist ein nicht-operatives Vorgehen indiziert bei Subluxationen oder geschlossen-reponiblen Luxationen, solange keine erkennbare Verkürzung der medialen bzw. lateralen Fußsäule im Sinne einer Fraktur oder Gelenkflächenimpression vorliegt. Dies gilt auch für Luxationen mit kleinen knöchernen Ausrissen z.B. der kalkaneokuboidalen Ligamente (Randt et al. 1998). Eine Reposition kompletter Luxationen kann in Regional-/ Allgemeinanästhesie manuell unter digitalem Druck und gleichzeitiger Abduktion bei Plantarflexion bzw. Adduktion bei Dorsalflexion des Vorfußes vorgenommen werden (Rammelt et al. 2002). Eine konservative Therapie besteht in drei bis fünf Tagen Ruhigstellung im Unterschenkelspaltgips und anschließender sechswöchiger Teilbelastung im Unterschenkelgehgips oder in analogen Entlastungstechniken (Mittlmeier 1998). Zur Vermeidung der Entstehung eines Pes planovalgus sind während dieser Zeit dynamische Bildwandlerkontrollen in Lokalanästhesie empfohlen, um eine anatomiegerechte Stellung nach der Reposition zu überprüfen und mediale Instabilitäten auszuschließen (Geerling et al. 2010).

2.7.1.2 Operative Therapie

Bei einem Großteil der Verletzungen liegt eine nicht reponible, relevante Fehlstellung, eine Luxationsfraktur oder ein zweit- bis drittgradig geschlossener bzw. offener Weichteilschaden vor. In diesen Fällen sollte die Verletzung nach initialem Wunddebridement offen reponiert und intern fixiert werden (Rammelt et al. 2002; Richter 2001).

Droht ein manifestes Kompartmentsyndrom, so ist zur Dekomprimierung eine dorsomediane Dermatofasciotomie von den Köpfchen der Metatarsalia bis zum distalen Retinaculum extensorum durchzuführen (Randt et al. 1998). Je nach Art der Verletzung wird spezielles Osteosynthesematerial

verwendet. So eignet sich zur Fixation instabiler Trümmerfrakturen minimalinvasives Vorgehen mit Kirschnerdrähten („Spickdrähten“), Minischrauben oder resorbierbaren Stiften in Kombination mit einem kleinen Fixateur externe, während sich bei offenen Frakturen oder größeren Knochenfragmenten eine Plattenosteosynthese mit winkelstabilen Miniplatten bzw. eine Schraubenosteosynthese anbietet (Geerling et al. 2010; Mittlmeier 1998). Für ca. sechs Wochen sollte ein Unterschenkelgipsverband mit einer Teilbelastung des Fußes von 15 bis 20 kg angelegt sein. Anschließend erfolgt unter intensiver Physiotherapie eine angemessene Belastungssteigerung über weitere vier bis sechs Wochen bis zur Vollbelastung (Randt et al. 1998).

2.7.2 Lisfranc-Gelenk

Ziel der Therapie ist die Wiederherstellung des stufenlosen Knochengefüges als Voraussetzung für eine zügige Rückkehr zur vollen Belastbarkeit und Funktion des Gelenkkomplexes (Pickel und Bühren 2004).

2.7.2.1 Nicht-operative Therapie

Nur in wenigen Fällen ist bei Verletzungen des Lisfranc-Gelenks die Indikation für eine nicht-operative Behandlung gegeben. So ist eine geschlossene Reposition meist nur für rein ligamentäre Distorsionen mit anschließend ausreichender Retention indiziert. Ein konservatives Vorgehen kann bei Verdacht auf mögliche Instabilitäten nach der Reposition minimalinvasiv durch eine perkutane Transfixation mit Kirschnerdrähten für sechs Wochen erweitert werden. Allerdings kommt diese Osteosynthesevariante heute nur noch in wenigen Situationen – idealerweise unter moderner 3-D-Bildwandlerkontrolle – zur Anwendung, da sich eine mechanische Stabilität und minimale Inkongruenzen kaum vermeiden lassen (Geerling et al. 2010; Richter et al. 2005).

2.7.2.2 Operative Therapie

Bei irreponiblen, instabilen oder offenen Verletzungen des Lisfranc-Gelenks oder einem Kompartmentsyndrom des Fußes ist die offene Reposition mit primär stabiler Osteosynthese die Therapie der Wahl. Dabei gilt: Je früher der Eingriff und je exakter die anatomische Rekonstruktion des Gelenk-

komplexes, desto besser das Ergebnis (Bühren 2001). Ein genereller Vorteil gegenüber der geschlossenen Reposition ist das Arbeiten unter Sicht, was eine größere Genauigkeit bei der Rekonstruktion aber auch das bessere Erkennen von abgesprengten Knochenfragmenten oder anderen Repositionshindernissen ermöglicht (Geerling et al. 2010). Bei den Osteosynthesematerialien gewährleisten Kleinfragmentschrauben gegenüber den Kirschnerdrähten eine höhere biomechanische Stabilität, beeinträchtigen aber möglicherweise in höherem Maße die Gelenkflächen und sind weniger geeignet bei im Verbund liegenden Trümmerfragmenten. Ein primärer Wundverschluss sollte aufgrund der geringen Drucktoleranz des Gewebes nicht erzwungen werden. Im Besonderen nach starker Weichteilverletzung sollte der Defekt, je nach Ausmaß, vorübergehend mit Kunsthaut oder plastisch-chirurgisch gedeckt werden (Geerling et al. 2010; Bühren 2001). Die Mobilisation erfolgt nach Schraubenosteosynthese unter Teilbelastung mit 15 kg im Lopresti-Slipper und nach K-Draht-Fixation im Unterschenkelgehgipsverband jeweils für sechs bis acht Wochen zusammen mit differenzierter Physiotherapie. Das transfixierende Osteosynthesematerial kann nach ca. zwei bis drei Monaten entfernt und eine krankengymnastische Anschlussbehandlung begonnen werden (Pickel und Bühren 2004; Zwipp 1994).

2.8 Der menschliche Gang

„[...] Human walking is a process of locomotion in which the erect, moving body is supported by first one leg and then the other [...] (Inman et al. 2006, S.2).

Wie die meisten Säugetiere, so bewegten sich die Vorfahren des Menschen vor vier Millionen Jahren noch quadropedal – also vierbeinig fort (Weaver und Klein 2006). Ein krabbelnder Säugling überwindet auf seinen ersten Unternehmungen kurze Entfernungen ebenfalls auf „allen Vieren“. Dabei wird jeweils nur eine Gliedmaße vorgerückt, wobei die anderen drei das Körpergewicht im Sinne eines Dreifußes tragen. Sobald sich ein Lebewesen bipedal fortbewegt, ist diese Art der Stabilität aufgehoben. Obwohl es so scheint, als ob beim Zweibeingang die Bewegung vereinfacht würde, da weniger Gliedmaßen mit dem Untergrund in Kontakt kommen, so wird jedoch

schnell klar, dass aufgrund der Stabilitätsminderung vom Drei- in das Zweidimensionale ein ununterbrochener Prozess der Gleichgewichtsregulierung erfolgen muss, welcher ein wesentlich höheres Niveau an neurologischer Kontrolle erfordert. Das Gehen als eine erlernte, aber auch instinktive Fähigkeit, ist ein komplexes Gefüge neuromuskuloskelettaler Komponenten und zeigt seine Variabilität in Form beobachtbarer Gangbilder. Für den Menschen bedeutet es, auf natürliche und dabei ökonomische Art von A nach B zu gelangen, wobei es ihm möglich ist, die unterschiedlichsten Bodenverhältnisse und Hindernisse zu überwinden (Inman et al. 2006). Mit einer Ganganalyse lassen sich differenzierte Einblicke in die Struktur und etwaige Pathologien der menschlichen Lokomotion gewinnen.

2.8.1 Gangzyklus und Gangphasen

Das Gehen ist ein sich wiederholendes rhythmisches Bewegungsmuster des Körpers, während dieser – durch die unteren Extremitäten gestützt – sich in eine bestimmte Richtung bewegt. Als Gangzyklus (100%) wird klassischerweise der Doppelschritt bezeichnet, welcher sich in verschiedene Abschnitte gliedern lässt (Murray et al. 1964). Innerhalb zweier aufeinander folgender Fersenkontakte eines Fußes sind eine Standphase und eine darauf folgende Schwungphase definiert, wobei die Standphase ca. 60% und die Schwungphase ca. 40% des gesamten Gangzyklus einnimmt. Folgende Gliederung wurde durch Perry (2003) vorgenommen:

Die Standphase geht, beginnend mit der initialen bipedalen Standphase in eine monopedale Standphase über und endet mit der terminalen bipedalen Standphase. Nach einem initialen Bodenkontakt (0-2% Gangzyklus) folgt eine „Belastungsantwort“ (0-10% Gangzyklus) – also Lastübernahme durch das landende Bein. Die Mittelstandphase macht die folgenden 10-30% des Gangzyklus aus. Sie geht in die Terminalstandphase (30-50% Gangzyklus) über, welche zusammen mit der anschließenden Vor-Schwungphase (50-60% Gangzyklus) die Abstoßphase (30-60% Gangzyklus) bildet. Die erste Hälfte der monopedalen Standphase – die mittlere Standphase – erstreckt sich von der Ablösung des kontralateralen Fußes bis zum Lastwechsel von der Ferse auf den Vorfuß des ipsilateralen Fußes. Die zweite Hälfte der monopedalen Standphase – die terminale Standphase – beginnt mit dem Ablösen der Ferse des ipsilateralen und endet mit dem initialen Bodenkontakt

des kontralateralen Fußes. Die darauffolgende Vor-Schwungphase ist nach Perry mit der terminalen bipedalen Standphase gleichzusetzen und ist spiegelbildlich zur initialen bipedalen Standphase, wobei das nun entlastete ipsilaterale Bein den bevorstehenden Schwung, trotz des noch vorhandenen Bodenkontaktes einleitet. Die sich hieran anschließende Schwungphase (60-87% Gangzyklus) beginnt mit dem Ablösen der Zehen vom Boden und endet mit dem Aufsetzen der Ferse. Sie ist dadurch charakterisiert, dass das Bein ohne Bodenkontakt frei nach vorn schwingt. Das erste Drittel bildet die initiale Schwungphase (60-73% Gangzyklus) vom Ablösen der Zehen bis zu dem Zeitpunkt der Oppositionsstellung des schwingenden Fußes hinter dem Standfuß. Daran schließt sich die mittlere Schwungphase (73-87% Gangzyklus) an, welche sich über das Vorschwingen des Schwungbeines bis zum Vertikalstand der Tibia desselben erstreckt. Die terminale Schwungphase (87-100% Gangzyklus) – bestehend aus dem alleinigen Vorschwingen des Unterschenkels – bereitet das Schwungbein auf die Standphase vor und beendet die Schwungphase mit dem Bodenkontakt (Beckers und Deckers 1997; Perry 2003).

Der zeitliche Anteil sowohl der Schwungphase als auch der monopedalen Standphase vergrößert sich mit zunehmender Ganggeschwindigkeit auf Kosten der bipedalen Standphase. Letztere verschwindet ab dem Wechsel in den Fortbewegungsmodus des Laufens vollständig (Andriacchi et al. 1977; Grieve und Gear 1966; Weber und Weber 1836).

2.9 Ganganalyse

2.9.1 Historie der Ganganalyse

Zur erfolgreichen Untersuchung und Behandlung unterschiedlicher Pathologien der unteren Extremität kann die Ganganalyse mit wertvollen Informationen über das Gangbild beitragen.

Schon sehr früh beschäftigten sich Physiker, Mathematiker und Philosophen mit der Analyse und objektiven Beschreibung der Fortbewegung von Tier und Mensch. Die ersten Niederschriften auf diesem Gebiet sind bereits bei Aristoteles (384 bis 322 v.Chr.) und Galen (129 bis 199 n. Chr.) zu finden (Goss 1968; Nussbaum 1985). Einen wesentlichen Beitrag zur Weiterentwicklung der Ganganalyse trug Borelli (1710) mit seiner Arbeit „De Motu animalum“ bei. Hierin definierte er als erster den Körperschwerpunkt (COG – *center of gravity*). Außerdem unterschied er bereits zwischen bipedaler und monopedaler Gangphase und bewies, dass der Rumpf während des Gehens rhythmischen seitlichen Schwankungen unterworfen ist. Im Jahre 1836 erschien das Buch „Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ der Gebrüder Weber. Sie legen eine umfangreiche Sammlung an Beobachtungsmaterial und ganganalytischen Messungen an. Einige ihrer Forschungsergebnisse haben heute noch Gültigkeit, so zum Beispiel die Erkenntnis über die Verkürzung der bipedalen Standphase oder die zunehmende Absenkung des Oberkörpers mit steigender Fortbewegungsgeschwindigkeit (Weber und Weber 1836). Die Entwicklung der Fotografie bedeutete für die Ganganalyse einen weiteren Zuwachs an neuen Möglichkeiten. So gelang es Stillman und Muybridge (1882) und dem Fotografen Muybridge die ersten Serienaufnahmen für eine Bewegungsanalyse eines Pferdes anzufertigen. In „The horse in motion, as shown by instantaneous photography“ wurden sie 1882 veröffentlicht. In den darauffolgenden Jahren entwickelte sich die Fotografie weiter und 1889 wurde die dreidimensionale Ganganalyse anhand von Fotomaterial durch eine von Braune und Fischer (1891) entwickelte Methode der zweiseitigen Chronophotographie möglich.

Die Qualität der Ergebnisse kann durchaus mit denen heutiger Ganganalyssystemen konkurrieren, jedoch nicht mit deren Messaufwand. Einen grundlegenden Fortschritt für den Einsatz der Ganganalyse als Routinediag-

nostik bildete die Einführung der Computertechnologie, welche in Kombination mit fotografischer oder filmfotografischer Aufnahmetechnik eine objektivierte Betrachtung in Echtzeit ermöglichen (Perry 2003).

2.9.2 Ganganalysesysteme

Im Laufe der Zeit sind verschiedene Methoden entwickelt worden, um den Gang in seiner Komplexität möglichst genau erfassen, dokumentieren und analysieren zu können. Ziel der technischen Weiterentwicklung ist eine möglichst objektive Beurteilung des jeweiligen Gangbildes und eine stetige Verbesserung auf den Gebieten der:

- Charakterisierung des „normalen“ und des „anormalen“ Gangbildes
- Funktionsüberprüfung bei Patienten nach Unfällen oder Operationen
- Erfolgskontrolle während der Rehabilitation oder bei der Prothesenanpassung

Nach Perry (2003) werden zwei unterschiedliche Systeme der Ganganalyse definiert.

2.9.2.1 Subjektive Ganganalyse

Dieses Verfahren besticht durch seine geringen Anforderungen an apparative, zeitliche und räumliche Vorgaben. Dennoch stellt es sehr hohe Anforderungen an das Erfassungsvermögen des Beobachters. Daher kommt es bei der subjektiven Untersuchung von Pathologien der unteren Extremität auf die Systematik bei der Analyse und Interpretation an. Ein festes Schema und die Zuhilfenahme von Videoaufnahmen sollen verhindern, dass weniger auffällige, jedoch möglicherweise folgenschwere Pathologien übersehen werden. Als sinnvoll erweist sich, mit einem allgemeinen Screening zur groben Einschätzung des Ganges zu beginnen. In einem zweiten Schritt sollte eine stringente Analyse der einzelnen Gelenke der unteren Extremität mit Dokumentation von Bewegungsausmaß und -richtung erfolgen. Der ständige Abgleich mit physiologischen Bewegungsmustern ermöglicht schließlich, mögliche pathologische Abweichungen zu erfassen. Ist mit diesem Verfahren keine sichere Aussage über Ursache oder Art der Gangstörung zu treffen, so sollte auf das Verfahren der objektiven Ganganalyse zurückgegriffen werden (Perry 2003).

2.9.2.2 Objektive Ganganalyse

Da die objektive Ganganalyse auf technischen Messungen basiert und somit immer an Spezialgeräte gebunden ist, wird sie auch als instrumentelle Ganganalyse beschrieben (Perry 2003). Sie zählt zu den Methoden der Biomechanik. Dies ist wiederum die Wissenschaft über die Bewegung der Lebewesen und der Kräfte, welche dabei auf sie wirken (Kaufman und Sutherland 2006). Das Spektrum der Messungen umfasst die der Kinematik, der Kinetik und der muskulären Aktivität (dynamische Elektromyographie) während des Ganges.

Goniometrische Analysesysteme sind meist portable Messsysteme, welche einzelne Winkelbewegungen oder Dehnungen zwei- oder dreidimensional aufzeichnen können. Dafür werden mechanische Winkelaufnehmer oder Dehnmessstreifen-Winkelsensoren anhand anatomischer Landmarken um die Gelenke platziert (Chao 1980; Townsend et al. 1977).

Accelerometrische Systeme arbeiten mit portablen Beschleunigungssensoren. An den Extremitäten befestigt, geben sie die Information an einen portablen, oder externen Recorder weiter. Winkelstellungen und Winkelgeschwindigkeiten können durch Kombination verschiedener Beschleunigungssensoren anschließend von einem Computer berechnet werden (Morris 1973).

Video-Ganganalysesysteme nutzen optische Marker als Bezugspunkte. Dabei werden entweder passive, nach dem Reflexionsprinzip arbeitende oder aktive, selbstleuchtende Marker an den wichtigen anatomischen Landmarken angebracht. Für eine dreidimensionale Erfassung der Marker im Raum sind mindestens zwei Kameras nötig (Perry 2003). Die für diese Arbeit durchgeführten Ganganalysen wurden mit dieser Methode realisiert.

2.9.2.3 Elektromyographie (EMG)

Zur Identifikation myoelektrischer Aktivität von Muskeln oder Muskelgruppen können mithilfe von Oberflächen-, Nadel-, oder Drahtelektroden elektrische Muskelaktionspotenziale abgeleitet werden. Für die Analyse muskulärer Aktivität, bezogen auf bestimmte Phasen des Gangzyklus, werden die Signale geglättet und über die Zeit normiert (Boakes und Rab 2006; Vogt und Banzer 2005).

2.9.3 Statikanalyse

Besonders bei der Anpassung von Prothesen bei Unterschenkelamputierten ist eine Objektivierbarkeit des statischen Aufbaus mittels des Statikmessgeräts „L.A.S.A.R. Posture“ (Laser assisted static alignment Reference) gelungen. Basierend auf der vertikalen Bodenreaktionskraft des belasteten Beines können Kräfte und Momente desselben optisch dargestellt werden. Anhand bestehender Durchschnittswerte gesunder Probanden, können Fehlbelastungen aufgrund von Schonhaltungen oder Kontrakturen bei Patienten nach Fußwurzelverletzungen mit diesem Gerät ebenfalls sichtbar gemacht werden (Blumentritt 1997). Im Kapitel „4 Material und Methoden“ wird dieses System und seine Anwendung genauer vorgestellt werden.

2.9.4 Plantare Druckverteilungsmessung

Vor allem in der Einlagenversorgung spielen Fußabdruckmessungen eine große Rolle. Im klinischen Bereich ist die Therapie des diabetischen Fußes zu nennen. Hier ist eine Erfassung der plantaren Druckverteilung und entsprechende Einlagenversorgung unabdingbar zur Kontrolle des diabetischen Fußsyndroms (Lobmann et al. 2001). Moderne Messsysteme arbeiten mit einzelnen, meist elektrischen Sensoren, welche in einer Matrix miteinander verschaltet sind und je nach applizierten Drücken quantifizierbare elektrische Signale abgeben (Fritsch und Halsbeck 2004). Allerdings zeigen sich hier zum Teil erhebliche qualitative Unterschiede hinsichtlich Genauigkeit und Reproduzierbarkeit (Hochmann et al. 2002). Eines der älteren, jedoch durchaus bewährten Verfahren ist der Blauabdruck. Dabei wird ein Abdruck im Trittspurkasten vorgenommen. Das Prinzip basiert auf den elastischen Eigenschaften einer Gummiplatte, welche auf applizierten Druck mit einer linearproportionalen Verformung reagiert. Die mit Tinte getränkte Gummiplatte besitzt ein aus vielen kleinen Einziehungen bestehendes Rasterprofil und ist somit in der Lage proportional zum Druck, Tinte auf das darunterliegende Papier abzugeben (Lord 1981). Diese Methode ist in der Einlagentechnik in der Otto Bock Forschungs- und Entwicklungswerkstatt in Göttingen Standard. Interessant für diese Arbeit sind vergleichende Untersuchungen der Fußgewölbehöhe bei operierten Patienten untereinander und zwischen betroffenem und nichtbetroffenem Fuß.

2.9.5 Biomechanische Parameter

Um ein möglichst vollständiges Abbild des Gangablaufes aufnehmen zu können, werden eine Reihe von verschiedenen Parametern bei einer modernen Ganganalyse erhoben.

2.9.5.1 Zeit-Distanz-Parameter

Die wichtigsten zeitlich-räumlichen Parameter zur Beschreibung des menschlichen Ganges sind die Schritt-/Doppelschrittlänge, die Schrittfrequenz, die Standphasendauer und die Ganggeschwindigkeit.

Erstere wird üblicherweise in Metern [m] angegeben und beträgt bei einem gesunden Menschen im Schnitt 1,41 m, wobei Frauen etwa 7% darunter und Männer etwa 7% darüber liegen (Perry 2003). Ein gesunder Erwachsener läuft mit einer durchschnittlichen Ganggeschwindigkeit von ca. 80 Metern pro Minute, was 1,33 Metern pro Sekunde entspricht. Diese aus physiologischen und ökonomischen Gesichtspunkten für den Menschen günstigste Geschwindigkeit wurde in mehreren Studien mit vergleichbaren Ergebnissen nachgewiesen (Eng und Winter 1995; Murray et al. 1964; Ralston 1975, 1958; Waters et al. 1988).

2.9.5.2 Kinetik

Kinetische Messungen erfassen Kräfte und Momente, welche auf die verschiedenen Körperpunkte einwirken. Sie basieren auf der Analyse von oben beschriebenen Bodenreaktionskräften. Mittels in den Boden eingelassenen Kraftmessplatten, werden die Kräfte registriert. Aufgehängt werden die Platten an hochempfindlichen Sensoren, entweder Piezokristallen oder Dehnmessstreifen. Die Zuverlässigkeit der Ergebnisse hängt auch vom genauen Einbeziehen von Trägheitscharakteristika, Gelenkgeometrien, Körpermaßen oder etwaigen Muskelkontrakturen ab (Eng und Winter 1995; Verdonck 2007).

2.9.5.2.1 Bodenreaktionskräfte (**G**round **R**eaction **F**orces)

In die Gehbahn eines Ganglabors eingelassene Kraftmessplatten registrieren vertikale und horizontale Kräfte, welche entstehen, wenn das Standbein während der monopodalen Standphase das Körpergewicht des Gehenden übernimmt und auf den Boden ableitet. Die nach dem dritten Newton'schen

Gesetz: „Actio gleich Reactio“ entstehenden Kräfte, welche der Gewichtskraft entgegenwirken, werden als Bodenreaktionskräfte bezeichnet. Ausgewertet werden diese üblicherweise in drei Komponenten: der vertikalen, anterior-posterioren und medio-lateralen Komponente. Im Folgenden werden wichtige Merkmale der Verläufe von Kräften bzw. Drehmomenten anhand von Beispielkurven erläutert.

Die Verlaufskurve der vertikalen Kraftkomponente (Abb. 2.3) zeigt einen doppelhöckrigen Verlauf, wobei das erste Maximum der Übernahme des Körpergewichts nach Bodenkontakt entspricht. Das sich anschließende Minimum spiegelt die Anhebung des Körperschwerpunktes während der mittleren Standphase wieder, bedingt durch den Impuls des kontralateralen in der Schwungphase befindlichen Beines. Das zweite Maximum entsteht durch eine Absenkung des Körperschwerpunktes während der terminalen Standphase und tritt zeitgleich mit der Fersenablösung des Standbeines auf (Perry 2003; Winter 1984).

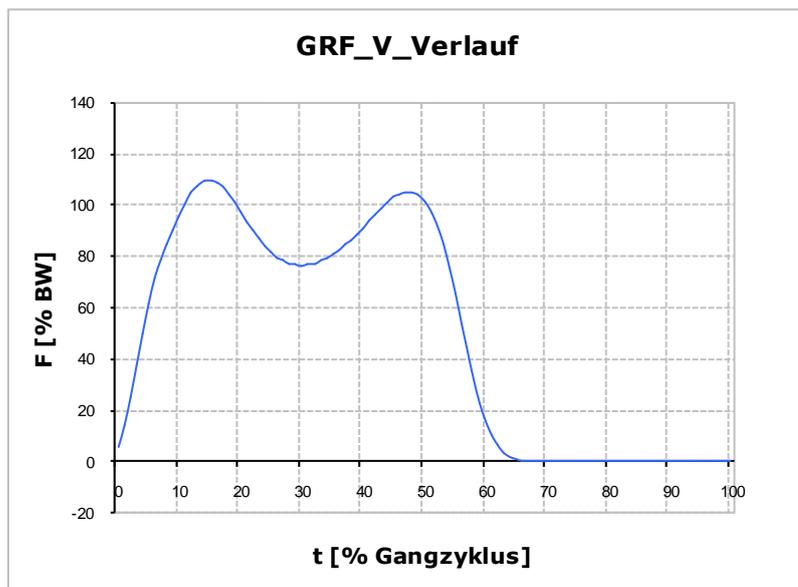


Abb. 2.3: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert

Die anterior-posteriore Kraftkomponente (Abb. 2.4) beginnt mit einem Minimum, hinweisend auf einen Bremsvorgang nach dem Aufkommen der Ferse, um dann stetig anzusteigen und mit einem Maximum zu enden, welches einer Beschleunigung in der terminalen Standphase entspricht (Perry 2003; Winter 1984).

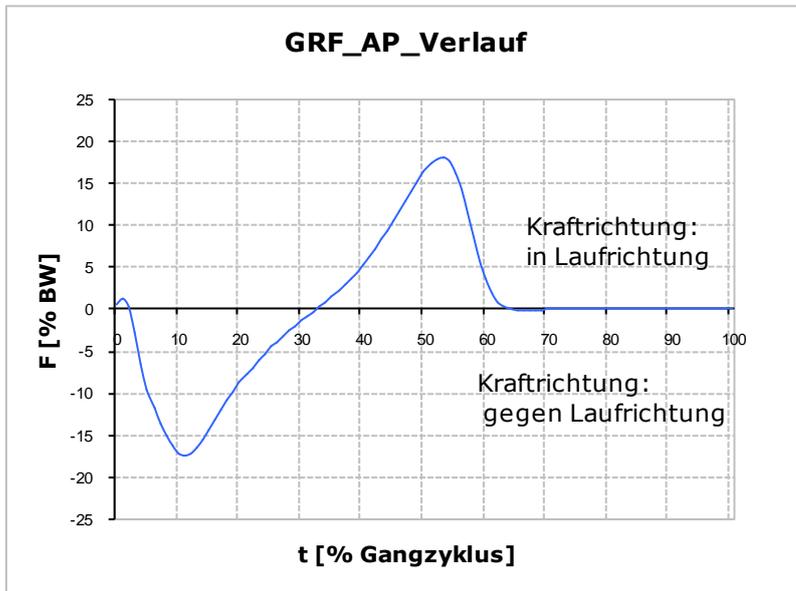


Abb. 2.4: Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert

Die medio-laterale Kraftkomponente (Abb. 2.5) geht selten in ganganalytische Bewertungen mit ein. Sie ist betragsmäßig die geringste Größe der horizontalen Scherkräfte und ist maßgeblich am Erhalt des Gleichgewichts beteiligt. Ihr Verlauf beginnt mit einem medialen Peak, welcher der Belastungsantwort am Beginn der Standphase gleichkommt. Nach der Lastübernahme durch das Standbein ändert sich die Krafrichtung und erreicht ihr laterales Maximum in der terminalen Standphase (Perry 2003; Winter 1984).

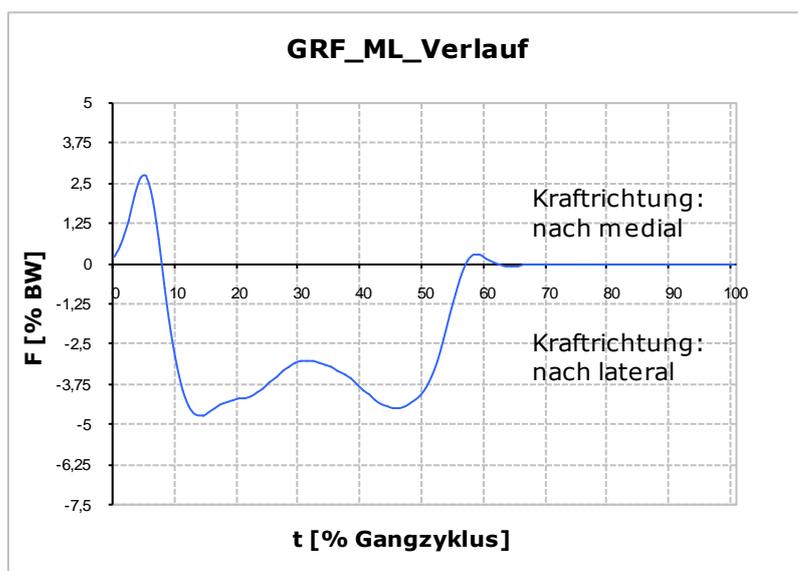


Abb. 2.5: Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft (GRF) für ein Bein auf 100% eines Gangzyklus normiert

2.9.5.2.2 Drehmomente

Das Vorhandensein von gelenkigen Verbindungen zwischen den einzelnen Körpersegmenten gibt die Möglichkeit zur Fortbewegung, bedeutet allerdings auch Instabilität. In jedem Augenblick körperlicher Bewegung, in welchem der Massenmittelpunkt eines Körperteils nicht senkrecht auf ein dazugehöriges Gelenk projiziert, bewirkt dieser die Entstehung eines Drehmoments an diesem Gelenk. Ein alleiniges Wirken der Schwerkraft würde also in einem Zusammenbrechen resultieren, wenn nicht die Muskelkraft dem entgegenwirken würde. Das Drehmoment ist definiert als das Produkt eines Kraftvektors und seinem senkrechten Abstand zur Gelenksachse (Hebelarm). Zur Erhaltung der Stabilität wirkt unter anderem die Muskelkraft als

Gegen-Drehmoment den aus der Bewegung entstehenden Drehmomenten entgegen (Perry 2003; Spoor et al. 1990).

Der Momentverlauf im oberen Sprunggelenk (Abb. 2.6) beginnt mit einem plantarflektierenden Maximum, ausgelöst durch den initialen Bodenkontakt. Die in die Ferse eingeleitete Bodenreaktionskraft wird hier weitergeleitet zur Gelenkachse des OSG und erzeugt dort zwangsläufig ein externes plantarflektierendes Moment. Im weiteren Verlauf des Gangzyklus bewegt sich der Läufer über den flach liegenden Fuß hinweg. Entsprechend wandert die Kraftwirkungslinie der Bodenreaktionskraft vor den Fuß und erzeugt ein externes dorsalextendierendes Moment, was rasch an Kraft zunimmt und sein Maximum bei ca. 50% Gangzyklus erreicht. Gleichzeitig wird dieses externe Moment kontrolliert durch ein internes plantarflektierendes Moment, erzeugt durch die Flexormuskulatur der Wade. Dieses interne Moment nimmt zu, bis es in der terminalen Standphase die Fersenablösung und eine Auf- und Vorwärtsbeschleunigung im oberen Sprunggelenk bewirkt – dem sogenannten „push off“ (Davis und Kaufmann 2006; Winter 1984).

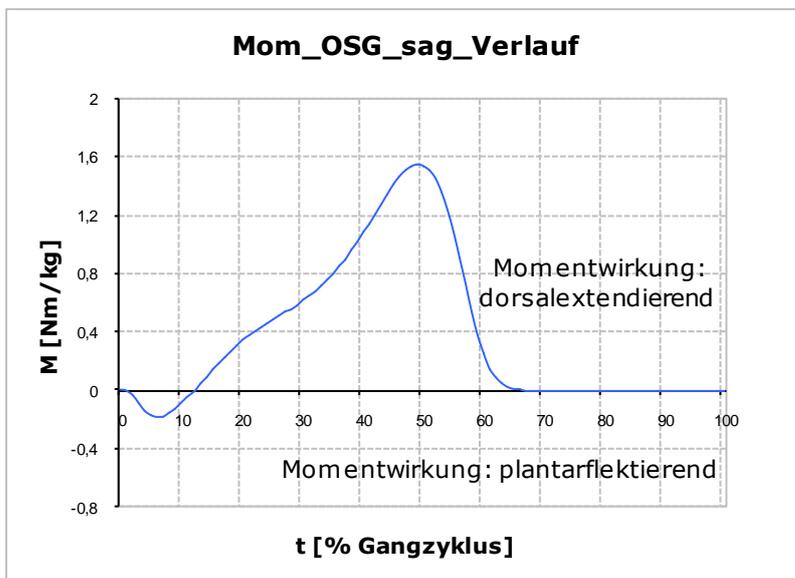


Abb. 2.6 Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk (Mom_OSG_sag) auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des sagittalen Kniemoments (Abb. 2.7) zeigt sich zu Beginn der Lastübernahme ein internes, durch die Extensoren des Oberschenkels erzeugtes extendierendes Moment. Dieses wird von einem flektierenden Moment abgelöst, welches aus der Vorwärtsbewegung entsteht. Mit Beginn der Abstoßphase liegt wieder ein extendierendes Moment vor. Im Vergleich zum

oberen Sprunggelenk sind die Momente im Kniegelenk eher gering. Dies geht einher mit dem ebenfalls geringen Bewegungsumfang des Kniegelenks während der Standphase (Davis und Kaufmann 2006).

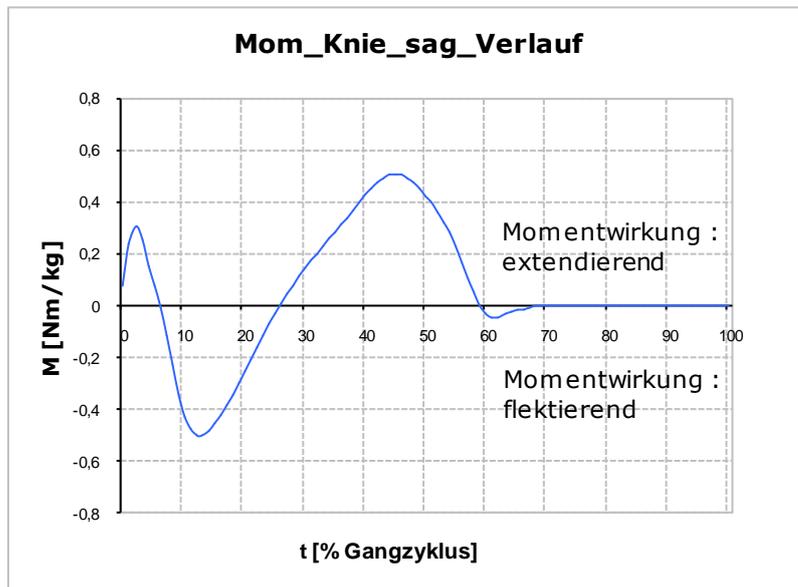


Abb. 2.7: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk (Mom_Knie_sag) auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk (Abb. 2.8) ist das externe valgierende Moment (negatives Vorzeichen), welches sich über Mittelstandphase und Abstoßphase erstreckt, ausschlaggebend. Erzeugt wird dieses Moment durch die lateral des OSG verlaufende Kraftwirkungslinie der Bodenreaktionskraft (Davis und Kaufmann 2006).

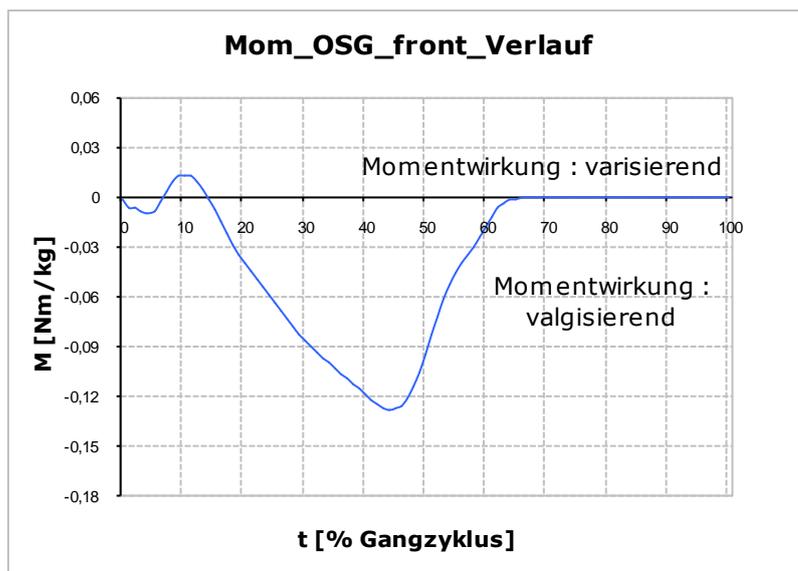


Abb. 2.8: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk (Mom_OSG_front) auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des frontalen Kniemoments sind die beiden externen varisierenden Maxima entscheidend. Die Kraftwirkungslinie der Bodenreaktionskraft verläuft typischerweise medial des Kniezentrums und bewirkt ein erstes varisierendes Maximum am Ende der Lastübernahme und ein zweites während der Abstoßphase (Davis und Kaufmann 2006). Die Ausprägung des externen varisierenden Moments im Kniegelenk ist ein valider Indikator für die Belastung des medialen Kompartiments des Kniegelenks. Ein erhöhtes varisierendes Moment geht in der Mehrzahl der Fälle mit Varusdeformitäten und Osteoarthritis des Kniegelenks einher (Baliunas et al. 2002; Gök et al. 2002; Goh et al. 1993; Hurwitz et al. 2002).

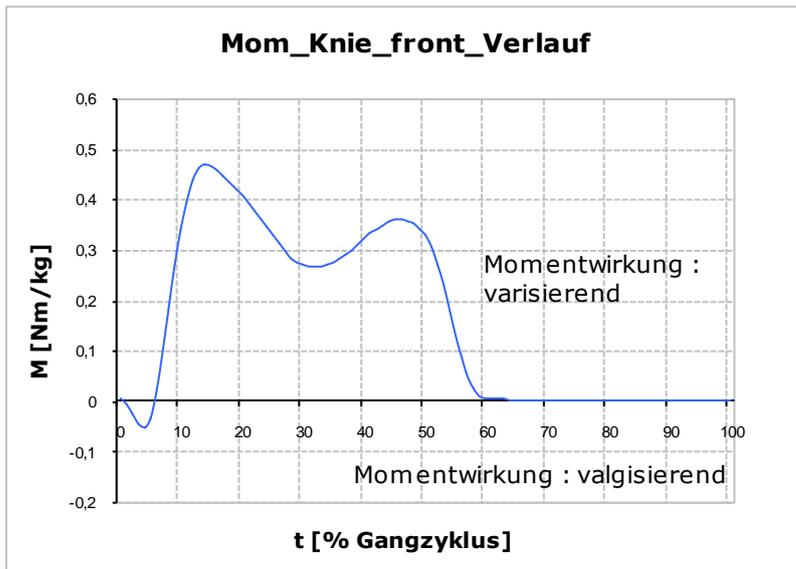


Abb. 2.9: Verlauf des frontalen Kniemoments (Mom_Knie_front) auf 100% eines Gangzyklus normiert

2.9.5.3 Kinematik

Die Kinematik beschreibt die grundlegenden Prinzipien und Ereignisse des Gangzyklus anhand von Bewegungsparametern wie Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten, oder Beschleunigungen von Körpersegmenten im Raum (An 1984; Kaufman und Sutherland 2006). Es existieren verschiedene Messsysteme zur Erfassung dieser Parameter. Allen gemein ist die Analyse von Positionen oder Bewegungen bestimmter Körpersegmente in Bezug auf ein Referenzsystem.

Alle Winkelverläufe der großen Gelenke der unteren Extremität, die in dieser Arbeit im Rahmen der Ganganalyse dokumentiert und analysiert werden, entsprechen nicht der klinisch angewendeten "Neutral-Null-Methode" sondern werden im Verlauf des Gangzyklus und im Vergleich der Gruppen untereinander betrachtet.

In dieser Arbeit ausgewertet werden die Winkelverläufe in der Sagittalebene von oberem Sprunggelenk und Kniegelenk.

Der Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk (Abb. 2.10) lässt sich während der Standphase in drei maßgebliche Segmente einteilen. Das erste Segment, die initiale Plantarflexion (IPF), beginnt mit dem Auftreffen der Ferse. Der Fuß befindet sich zu Beginn in einer relativ neutralen Position und wird durch die Bodenreaktionskraft, welche posterior des Sprunggelenkzentrums

angreift, so weit plantarflektiert, bis er flach aufliegt. Das zweite Segment, die Dorsalextension, spiegelt die Bewegung des Körpers über den fixierten Fuß wieder. Mit zunehmender Spannung der plantarflektierenden Muskulatur sowie des Bandapparates, beginnt die Fersenablösung und damit das letzte Segment, die finale Plantarflexion (FPF). Diese endet mit der Ablösung des Fußes vom Untergrund (Kaufman und Sutherland 2006; Perry 2003).

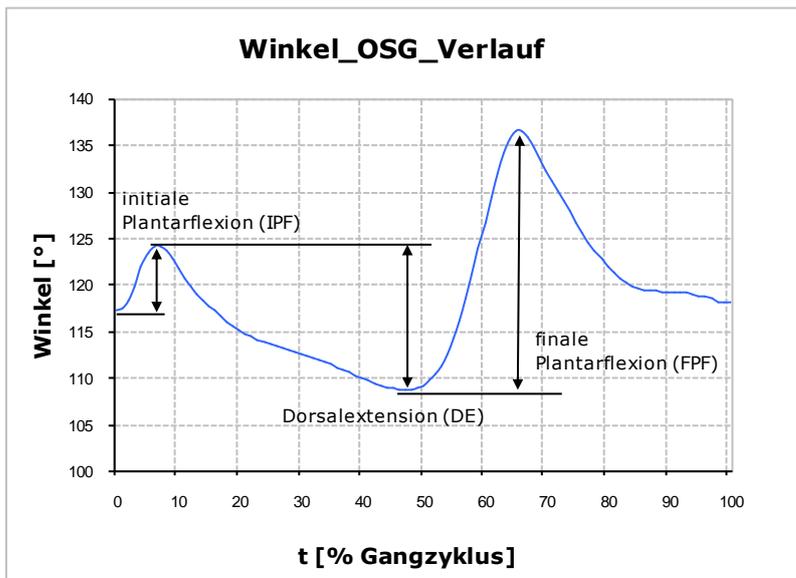


Abb. 2.10: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Die Bewegung im Kniegelenk zeigt eine Flexions-Extensions-Welle (Abb. 2.11) sowohl während der Standphase als auch während der Schwungphase. Die Standphasen-Knieflexion dient der Absorption der auftretenden Bodenreaktionskraft während der Lastübernahme nach Fußkontakt. Die Quadrizepsmuskulatur kontrolliert die Schockabsorption und leitet die anschließende Knieextension ein. Durch die Bewegung der Kraftwirkungslinie der Bodenreaktionskraft vor die Kniegelenksachse wird schließlich ein Extensiomoment erzeugt, welches das Knie in der Mittelstandphase weiter streckt. Die Flexion während der Schwungphase dient dem ausreichenden Fuß-Untergrund-Abstand, also der Prävention von Stolpern (Kaufman und Sutherland 2006; Sutherland 1966; Sutherland et al. 1980).

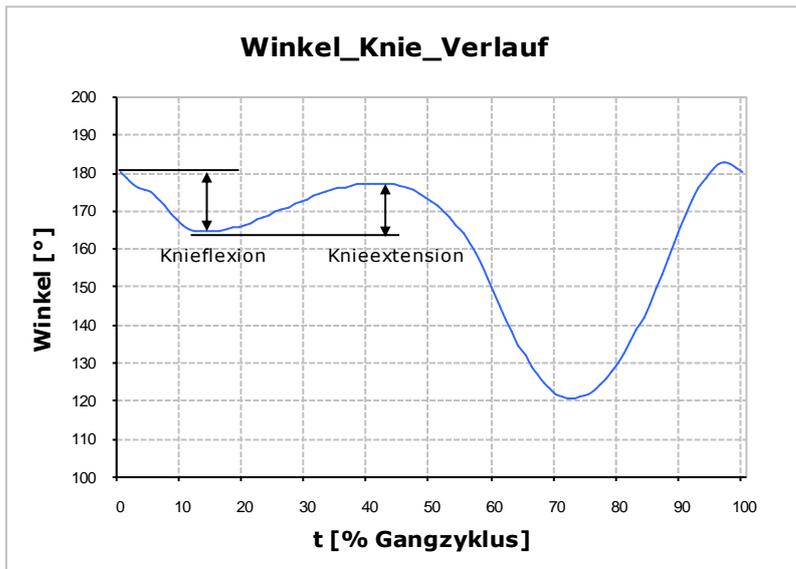


Abb. 2.11: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

3 Zielsetzung der Arbeit

Unter Einbeziehung der Literatur sollen die Verletzungen des Chopart- und Lisfranc-Gelenks charakterisiert und ihre Langzeitergebnisse nach operativer Therapie in einem Follow-up eruiert werden.

Im Einzelnen sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- Was sind die Unfallursachen von Fußwurzelverletzungen?
- Wie sind die klinischen, morphologischen und funktionellen Langzeitergebnisse?
- Mit welchen typischen Komplikationen in der Therapie dieser Verletzungen muss gerechnet werden?
- Können im Rahmen der Biomechanikanalyse anatomische Veränderungen, Fehlbelastungen, Bewegungseinschränkungen oder Gangabnormalitäten nachgewiesen werden?

4 Material und Methoden

4.1 Auswahl des Patientenkollektivs

In die Studie eingeschlossen wurden 65 Patienten, welche in einem Zeitraum von 1996 bis 2008 in der Abteilung Unfallchirurgie, Plastische und Wiederherstellungschirurgie im Klinikum Göttingen aufgrund einer Verletzung der Lisfranc- bzw. Chopart-Gelenklinie operativ versorgt wurden. Die Erhebung der retrospektiven Daten erfolgte aus den Patientenakten mittels eines standardisierten Datenerhebungsbogens (Anhang 2).

Neunundzwanzig (29) von insgesamt 65 Patienten konnten nachuntersucht werden. In der Nachuntersuchung fand eine strukturierte Patientenbefragung anhand eines standardisierten Patientenbefragungsbogens (Anhang 3) statt. Die körperliche Untersuchung wurde im standardisierten "Protokoll klinische Untersuchung" (Anhang 4) dokumentiert. Anschließend wurde mit der biomechanischen Analyse (Statikanalyse, Ganganalyse, Fußabdruck) begonnen. Die Patienten wurden per Anschreiben (Anhang 1), oder zusätzlich per Telefon über das Studienvorhaben umfassend informiert und zu einer freiwilligen Teilnahme an einer Nachuntersuchung mit anschließender Ganganalyse gebeten. Nachdem ein Termin vereinbart worden war, konnten 29 teilnehmende Patienten im Göttinger Biomechaniklabor der Firmengruppe Otto Bock untersucht und biomechanisch analysiert werden. 21 dieser Patienten hatten eine Verletzung des Lisfranc-Gelenks und acht eine Verletzung des Chopart-Gelenkes erlitten.

Das Studienprotokoll wurde im Rahmen des Ethikantrages (Antragsnummer: 28/06/12) am 28.06.2012 durch die Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen genehmigt.

4.2 Auswertung der Patientendokumentation

Mithilfe eines Datenerhebungsbogens (Anhang 2) wurden die Unfallakten von 65 Patienten ausgewertet. Folgende Daten wurden in dem Dokumentationsbogen für jeden untersuchten Patienten aufgenommen:

- Basisdaten (Untersuchungszeitraum, Verteilung der Verletzungsarten, Alter bei Unfall, Geschlecht, Größe, etwaige Vorschäden)
- Unfallbezogene Daten (Unfalldatum, Unfallursache, ...)
- Klinische Daten (Zeit: Unfall bis OP, Begleitverletzungen, Polytrauma, Daten zur Therapie, etwaige Komplikationen)

4.3 Patientenbefragung und klinische Untersuchung

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung befanden sich die Patienten bereits im Biomechaniklabor der Firmengruppe Otto Bock (Hermann-Rein-Straße 2a) in Göttingen. Neunundzwanzig Patienten konnten befragt und anschließend klinisch untersucht werden. Im Anschluss daran erfolgte die biomechanische Analyse mit Statikanalyse, Ganganalyse und baropodoskopischem Fußabdruck. Die Nachuntersuchungen fanden im Zeitraum von März 2009 bis Februar 2010 statt.

4.3.1 Patientenbefragung

Die Ergebnisse der Befragung wurden im Patientenfragebogen (Anhang 3) dokumentiert. Befragt wurden die 29 zur Nachuntersuchung erschienen Patienten zum Unfallhergang, Unfallort und der Unfallart. Des Weiteren wurden sie über die Intensität, den Ort und etwaige Situationen des Auftretens von Schmerzen befragt. Zur Mobilität wurde die aktuelle maximale Gehstrecke, Qualität des Gehens, aber auch die Benutzung von Gehhilfen erfragt. Auch Steifheit in den Fußgelenken oder Schwellneigungen und Gefühlsstörungen wurden erfragt. Anschließend wurden die Patienten zu ihrem sozialen Status befragt. Dabei wurde neben dem Beruf und etwaiger Erwerbstätigkeitsminderungen aufgrund der Verletzung auch auf Einbußen bei sportlichen Freizeitaktivitäten eingegangen. Vor dem Unfall bestehende Fußbeschwerden oder Fußdeformitäten wurden ebenfalls erfragt. Abschließend wurden die Patienten gebeten, ein abschließendes Urteil zur Behandlung in der Unfallchirurgischen Abteilung der Uniklinik Göttingen und dem Behandlungsergebnis abzugeben.

4.3.2 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung wurde bei entkleideten Beinen und Füßen durchgeführt. Eine erste Beurteilung des Gangbildes konnte bereits beim Gang zur Umkleidekabine vorgenommen werden. Auch die ausgezogenen Schuhe wiesen in den meisten Fällen typische Veränderungen, wie einseitiger Sohlenverschleiß oder Verformungen des Fußbettes, auf.

Die Untersuchungsergebnisse der 29 Patienten wurden im Protokoll klinische Untersuchung (Anhang 4) dokumentiert.

4.3.2.1 Inspektion und Palpation der Weichteile des Fußes

Die komplette Inspektion der Füße stand am Beginn jeder Untersuchung. Dabei wurden Hautfarbe und Aussehen etwaiger Narben sowie Schwellung der Füße beurteilt. Bei der Palpation ging es um die Lokalisation von Druckschmerz, Sensibilität und Durchblutung der Haut sowie deren Temperatur und Feuchte.

4.4 Biomechanische Analyse

Die Erfassung der objektiven biomechanischen Parameter des Gehens und Stehens erfolgte im Biomechaniklabor der Otto Bock Forschungs- und Entwicklungswerkstatt in Göttingen. Mithilfe mehrerer Sensoriksysteme wurden kinetische und kinematische Größen des Gehens und Stehens erfasst. Ein optoelektronisches Kamerasystem erfasst die Position der Marker im Raum; im Boden der Gehbahn sind Kraftmessplatten für die Registrierung kinetischer Parameter eingelassen. Des Weiteren befinden sich im selben Raum das Statikmesssystem L.A.S.A.R. Posture und ein Trittspurkasten für eine plantare Druckverteilungsmessung mittels Blauabdruck.

4.4.1 „Laser assisted static alignment reference“ zur Erfassung statischer Parameter

Zur Erfassung statischer Parameter des stehenden Probanden eignet sich das Messgerät „L.A.S.A.R. Posture“ (Laser assisted static alignment reference) der Firma Otto Bock HealthCare GmbH (Duderstadt, Deutschland), welches im Biomechaniklabor in Göttingen verwendet wird. Mittels einer Kraft-

messplatte registriert das Messgerät den Kraftangriffspunkt der Bodenreaktionskraft. Die Elektronik verarbeitet die Daten und gibt die gewonnenen Informationen an ein Laserprojektionssystem weiter. Dieses besteht aus einem Halbleiterlaser, der auf einem Schlitten beweglich montiert ist und einem Motor für die horizontale Bewegung des Lasers (Abb. 4.1). In Form einer Laserlinie kann nun die Wirkungslinie der vertikalen Komponente der Bodenreaktionskraft („Lastlinie“) auf dem Probanden abgebildet werden. Für die Messung der Entfernung eines bestimmten Körperpunktes (zum Beispiel Mittelpunkt von Gelenkachsen) von der Lastlinie wird mithilfe einer Bedieneinheit der Laser manuell an die betreffende Stelle gefahren. Anschließend kann dieser Abstand und das hier wirkende Gewicht abgelesen werden (Blumentritt 1997, 1998).

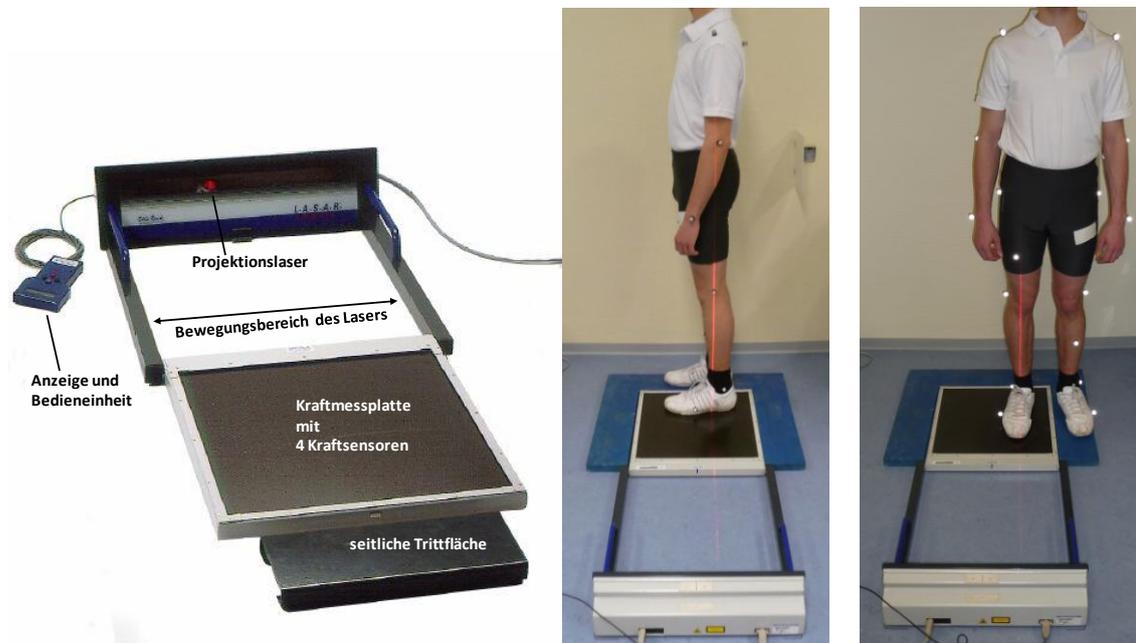


Abb. 4.1: v.l.: „L.A.S.A.R. posture“ Statik-Messgerät der Firma Otto Bock Health Care GmbH (Duderstadt, Deutschland); Proband während einer Messung in der Sagittalebene (links) und in der Frontalebene (rechts).

Zu Beginn dieser Untersuchung wird der Proband gebeten, zur Bestimmung der Gewichtskraft mit beiden Füßen auf der Kraftmessplatte zu stehen. Anschließend werden die statischen Belastungsparameter in der einbeinigen Messsituation erhoben. In der Sagittalebene ergeben sich dabei die Werte aus dem Abstand der Lastlinie zum Malleolus lateralis (OSG) bzw. zur Kompromissdrehachse des Kniegelenks (Nietert 1975). In der Frontalebene wird der Abstand der Lastlinie zum geometrischen Mittelpunkt beider Mal-

leolen (OSG) bzw. zum Kniemittelpunkt 20 Millimeter oberhalb des Knie- spaltes bestimmt (Schmalz et al. 2011). Interessant für diese Studie sind vor allem die Abweichungen durch schmerzbedingt eingenommene Schon- haltungen oder Bewegungseinschränkungen.

4.4.2 Ganganalyse

Die Erfassung kinematischer Parameter gelingt über ein optoelektronisches Kamerasystem (VICON 460, Oxford Metrics, GB), bestehend aus sechs im Ganglabor verteilt angebrachten CCD-Kameras (optoelektronisches Prinzip), verbunden mit einem Rechner (Abb. 4.2).

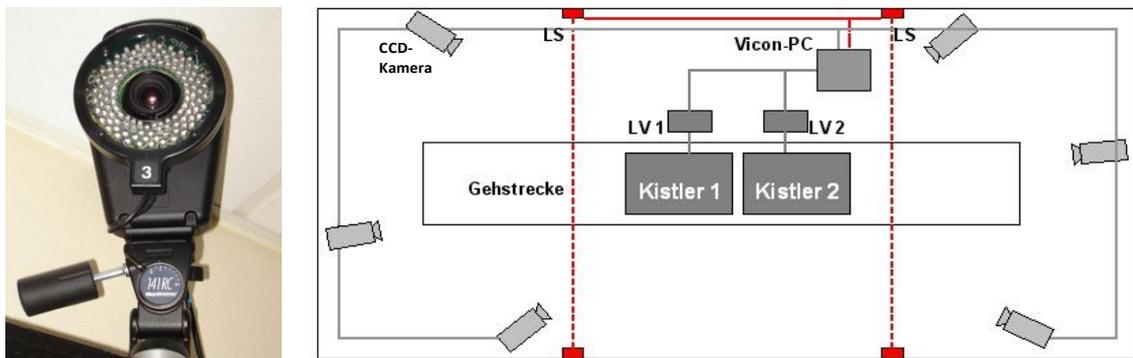


Abb. 4.2: Vicon Kamera, Schema des Ganglabors (Bellmann 2006) mit Vicon-PC zur Auswertung der kinetischen und kinematischen Parameter; LV1,2: Ladungsverstärker der Kistler-Kraftmessplatten; 6 CCD-Kameras; LS: Lichtschranken

Die Funktionsweise wird im Folgenden grob beschrieben: Über einen an jeder Kamera befestigten Leuchtdiodenschirm wird nicht sichtbares Infra-Rot-Licht ausgestrahlt, welches von am Probanden befestigten speziellen Markern reflektiert und so von den Kameras in sehr hoher bildlicher und zeitlicher Auflösung registriert wird. An den Rechner gekoppelt, ordnet das System die Position der Marker einem dreidimensionalen Koordinatensystem zu (Vicon Motion Systems Ltd 2002). Aus den Markerdaten werden die für diese Arbeit relevanten Parameter berechnet: Winkelverläufe des OSG's und Kniegelenks sowie die Zeit-Distanz-Parameter Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Standphasendauer.

Zwei im Boden eingelassene jeweils 60 mal 90 Zentimeter große Kraftmessplatten (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) zeichnen kinetische Daten während eines jeden Gangdurchlaufs auf. Zu Beginn jeder Messung, also dem Passieren der Lichtschranke, findet ein automatisches Zu-

rücksetzen der Platten statt, um Messfehler, zum Beispiel durch eingetretene Temperaturänderungen, auszuschließen. Die piezoelektrischen Kraftmessplatten arbeiten mit einer Aufnahmefrequenz von 1080 Hertz und registrieren dreidimensional die Kraftkomponenten der auftretenden Bodenreaktionskräfte. Da die beiden Platten hintereinander liegen, können pro Durchgang linker und rechter Bodenkontakt aufgezeichnet werden. Die Daten werden jeweils an einen Mehrkanal-Ladungsverstärker weitergeleitet, der wiederum an den Rechner der Workstation angeschlossen ist (Abb. 4.2, rechte Seite). Aus den gemessenen Bodenreaktionskräften und den kinematischen Daten ist die Berechnung von Drehmomenten möglich (Kistler Instrumente AG und Winterthur).

Die Positionierung der Marker wird nach einem definierten Schema vorgenommen und orientiert sich an prominenten anatomischen Landmarken (Abb. 4.3.). Drei sogenannte Asymmetriemarker (Skapulalinks, Oberschenkelmitte rechts frontal, Unterschenkelmitte links frontal) dienen dem System zur Identifikation der beiden Körperhälften. Die Positionierung des Kniegelenkmarkers wird lateral auf der Kompromissdrehachse nach Nietert angebracht (Nietert 1975). Für das ebene Gehen werden insgesamt 17 Marker angebracht.

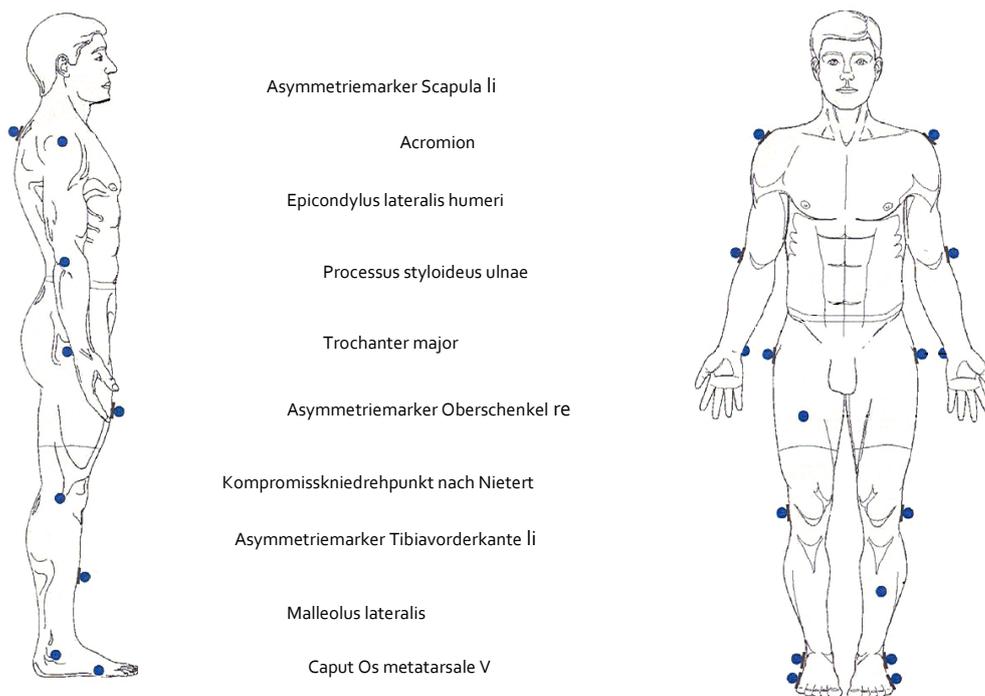


Abb. 4.3: Markerpositionierung (Bellmann 2006)

Für das Gehen auf der Schräge werden 13 Marker benötigt. Hier werden die jeweils zwei Marker vom Epikondylus lateralis humeri und Proessus styloideus ulnae weggelassen. Da für eine genaue und definitive Positionierung der Marker Alltagskleidung ungeeignet ist, wurden die Patienten gebeten, eine eng anliegende Sporthose anzuziehen.

4.4.2.1 Ganganalyse auf der horizontalen und schrägen Ebene

Nach der Anamnese und Untersuchung des Patienten fanden zu Beginn jeder Ganganalyse eine Vorstellung der anwesenden Personen sowie eine Einführung in die apparative Technik des Biomechaniklabors statt. Anschließend wurden die Marker nach oben beschriebenem Schema an den Probanden befestigt. Die im Folgenden beschriebenen Ganganalyseabschnitte im Biomechaniklabor wurden jeweils sechs bis zehn Mal wiederholt, um möglichst situationsunabhängige und aussagekräftige Mittelwerte berechnen zu können.

Die Probanden wurden gebeten, ihr Alltagsschuhwerk (Halbschuhe) zu nutzen, um so ein möglichst realistisches Gangbild zu zeigen. Nach einigen Probedurchläufen zur Eingewöhnung der Probanden und zur Bestimmung des Startpunktes, läuft der Proband auf ein Kommando von der Startmarkierung in einer selbstgewählten komfortablen Geschwindigkeit die zwölf Meter lange Gehbahn entlang. Über Lichtschranken exakt getriggert, beginnt der Aufnahmeprozess 1,5 Meter vor den Kraftmessplatten, wenn der Proband bereits sein normales Gehtempo erreicht hat und endet nach einer definierten Messperiode. Dadurch werden die Beschleunigungsphasen am Anfang und Ende des Ganges nicht gemessen und eine vergleichbare, definierte Aufnahmesequenz erzeugt.

Das Gleiche gilt beim Gehen auf der schrägen Ebene. Für diese Messung wird eine tragbare drei Meter lange Metallrampe mit einem Neigungswinkel von 10° auf die Gehbahn montiert (Abb. 4.4). Diese ist 62 Zentimeter breit und besitzt einseitig ein Geländer. Die Neigung entspricht ungefähr der einer Garagenauffahrt. Für die Messung der Bodenreaktionskräfte ist in eine rechteckige Aussparung im unteren Drittel der Rampe passgenau ein Metallstempel eingelassen. Dieser stellt den direkten Kontakt zu einer der Kraftmessplatten her, ohne dabei die Rampe zu berühren und schließt flächig mit der Laufbahn ab.



Abb. 4.4: über der Gehbahn aufgebaute Rampe mit 10° Neigung

Trotz der geringen Anlaufstrecke auf der Rampe ist zum Zeitpunkt der Berührung des Kraftmessstempels bereits eine gleichmäßige Ganggeschwindigkeit und damit die Möglichkeit für eine vergleichbare Messung erreicht. Dies konnte in einer Studie von Redfern 1997 nachgewiesen werden (Redfern und DiPasquale 1997).

4.4.3 Blauabdruck des Fußes zur Erfassung der Gewölbebeschaffenheit und plantaren Druckverteilung

Die Anfertigung eines Blauabdrucks erfolgt in einem Trittspurkasten (Bauerfeind AG, Zeulenroda-Triebes, Deutschland). Dieser besteht aus einer Grundplatte, auf welcher das zu bedruckende Papier liegt. Darüber schwebt, in einen Rahmen gespannt, die Abdruckplatte aus Gummi. Diese wird zuvor an ihrer Unterseite mit einer mit Tinte getränkten Rolle gleichmäßig bestrichen. Vor jeder Benutzung wird die Platte aus hygienischen Gründen mit einer dünnen Einmalfolie abgedeckt. Anschließend wird der Fußabdruck einmal statisch und einmal dynamisch für jeden Fuß angefertigt. Für den statischen Abdruck wird der Proband gebeten, sich mit dem nicht beachteten Fuß neben den vorbereiteten Trittspurkasten zu stellen und dann den anderen Fuß möglichst senkrecht und mittig auf die Stempelfläche abzusenken (Abb. 4.5, links).



Abb. 4.5: Anfertigung eines Fußabdrucks mittels Trittspurkasten (links); Fußabdruck mit eingezeichneten maximalen Durchmessern von Ballen und Rist für die Bestimmung der Gewölbehöhe mittels Chippaux-Smirak-Index (rechts)

Für den dynamischen Fußabdruck übt der Proband das genaue Treffen des Trittspurkastens aus dem Laufen heraus. Schließlich wird ein Startpunkt festgelegt, von welchem aus der Proband nach einer definierten Anzahl von Schritten, ohne zielen zu müssen, den Trittspurkasten mit dem vereinbarten Fuß trifft.

Ziel der Auswertung der Fußabdrücke ist die Prüfung auf Abweichungen von der normalen Gewölbehöhe und Unregelmäßigkeiten der plantaren Druckverteilung. Für die Errechnung der Gewölbehöhe existieren verschiedene Indizes. Sie basieren auf der Grundlage geometrisch bestimmter Größenverhältnisse der abgedruckten Fußsohle. Allgemein bedeutsame Indizes sind der Staheli-Index (SI), der Arch Angel (AA) und der Chippaux-Smirak-Index (CSI). In dieser Arbeit wurde für die Gewölbecharakterisierung der CSI herangezogen, da dieser im Vergleich zu den anderen beiden mit fünf Klassifikationen am präzisesten ist und die höchste Korrelation zur tatsächlichen Gewölbehöhe aufweist (Onodera et al. 2008; Tzyy-Yuang Shiang et al. 1998). Folgende Einteilung wird mit dem CSI vorgenommen:

- 0% hohes Fußgewölbe
- 0.1% - 29.9% morphologisch normales Fußgewölbe

30% - 39.9%	mittelhohes Fußgewölbe
40% - 44.9%	niedriges Fußgewölbe
≥45 %	morphologisches Plattfußgewölbe

Der Chippaux-Smirak-Index (CSI) wird folgendermaßen erzeugt (Abb. 4.5, rechts): Es wird eine Tangente zur Fußaußenkante gezogen. Von dieser Linie aus werden senkrecht der kleinste Durchmesser des Mittelfußes und der größte Durchmesser der Metatarsalköpfchen – also des Ballens – bestimmt. Das Verhältnis dieser beiden Werte wird in Prozent angegeben (Onodera et al. 2008).

4.4.4 Bewertungsscores – Midfoot Clinical Rating System

Als Fußwurzel (im amerikanischen Englisch: Midfoot, also Mittelfuß) zählt der Bereich zwischen Chopart-Gelenk und Lisfranc-Gelenk, die beiden Gelenke mit einschließend (Mittlmeier und Beck 2007; Richter et al. 2001). Entsprechend wurde das Bewertungssystem für diesen Bereich gewählt. Die klinische Bewertungsskala „Midfoot Clinical Rating System“ wurde von Kitaoka et al. für die American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) entwickelt. Es ist eine standardisierte Evaluationsmethode zur Beurteilung klinischer Ergebnisse aus Nachuntersuchungen (Kitaoka et al. 1994). In diesem Score sind maximal 100 Punkte zu erreichen. Verteilt werden die Punkte auf drei Bereiche: Schmerz, Funktion und Ausrichtung der Fußachsen. 40 Punkte entfallen auf Schmerzen. 45 Punkte werden auf die Funktion vergeben. Zu diesen Parametern zählen Einschränkungen des täglichen Lebens, die Notwendigkeit speziellen Schuhwerks, die maximale Gehstrecke, Schwierigkeiten beim Gehen auf verschiedenen Oberflächen sowie Gangabnormalitäten. Die übrigen 15 Punkte werden für die Fußarchitektur verteilt (Abb. 4.6: Punkteverteilung Midfoot Scale, maximale Punktzahl ist 100 PunkteAbb. 4.6).

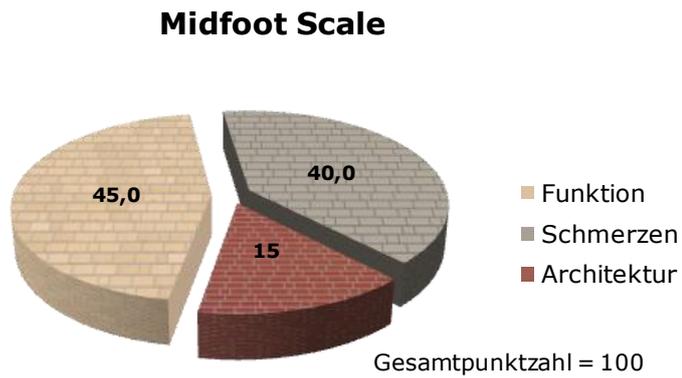


Abb. 4.6: Punkteverteilung Midfoot Scale, maximale Punktzahl ist 100 Punkte

Ein Patient ohne Schmerzen, mit regelrechter Fußfunktion und -architektur erzielt in beiden Scores 100 Punkte.

Midfoot Scale

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte) (Kitaoka et al. 1994; Richter 2001)

Schmerz:

- 1: kein 40 Pkt.
- 2: leicht, gelegentlich 30 Pkt.
- 3: mittelmäßig, täglich 20 Pkt.
- 4: heftig, fast immer 00 Pkt.

Funktion:

Aktivitätseinschränkungen:

- 1: keine Einschränkungen, keine Stütze/ Hilfe 10 Pkt.
- 2: keine Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Einschr. bei Freizeitakt., keine Hilfen 07 Pkt.
- 3: Einschr. bei den tägl. Aktivitäten/ Freizeitakt, Stock 04 Pkt.
- 4: starke Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Freizeitaktivitäten, Gehstütze, Krücke, Rollstuhl 00 Pkt.

Schuhwerk:

- 1: modische Konfektionsschuhe ohne Einlagen 05 Pkt.
- 2: Konfektionsschuhe mit Einlagen 03 Pkt.
- 3: orthopädische Schuhe 00 Pkt.

Maximale Gehstrecke (in Häuserblocks):

- 1: mehr als 6 (über 1200 Meter) 10 Pkt.
- 2: 4 bis 6 (800 bis 1200 Meter) 07 Pkt.
- 3: 1 bis 3 (200 bis 600 Meter) 04 Pkt.
- 4: weniger als 3 (unter 200 Meter) 00 Pkt.

Gehen auf verschiedenen Oberflächen:

- 1: keine Schwierigkeiten auf sämtlichen Oberflächen 10 Pkt.
- 2: geringe Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigung, Leiter 05 Pkt.
- 3: große Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigungen, Leiter 00 Pkt.

Gangabnormalitäten:

- 1: keine, leichte 10 Pkt.
- 2: augenscheinlich 05 Pkt.
- 3: erhebliche 00 Pkt.

Fußarchitektur:

- 1: gut plantigrader Fuß, Mittelfußachse ausgerichtet 15 Pkt.
- 2: ausreichend plantigrader Fuß um einige Grad in der Mittelfußachse abweichend, keine Symptome 08 Pkt.
- 3: schlecht, non plantigrader Fuß, erhebliche Abweichung der Mittelfußachse, Symptome 00 Pkt.

Tab. 1: Midfoot Clinical Rating System, validierte deutsche Version, max. 100 Punkte (Kitaoka et al. 1994; Richter 2001)

4.4.5 Datenverarbeitungssoftware

Je nach Untersuchungsabschnitt kam für die Auswertung der erhobenen Daten verschiedenartige Software zum Einsatz.

Die Organisation der Messung (Einstellung, Synchronisierung und Archivierung der Messparameter) geschieht mittels der Software „Vicon Workstation“ (VICON-UK, Oxford).

Die Berechnung der kinematischen Parameter geschieht mittels selbstgeschriebener Programme („Body Builder“, VICON-UK).

Mit der Software „Vicon Polygon“ (VICON-UK) werden die einzelnen Datensätze auf 100% eines Gangzyklus zeitnormiert, gemittelt, graphisch aufbereitet und anschließend nach Microsoft (MS)-Excel[®] exportiert.

In MS-Excel[®] werden die Einzeldaten zusammengefasst, Mittelwerte über alle Daten gebildet und deren graphische Darstellung vorgenommen.

4.4.6 Statistische Methoden

Die statistische Analyse wird mittels MS-Excel[®] und STATISTIKA[®] vorgenommen. Als prüfende und veranschaulichende Verfahren im Vergleich der Messreihen kommen das arithmetische Mittel und die Standardabweichung zur Anwendung.

Für die Prüfung auf Signifikanz werden mehrere Teste eingesetzt. Ein gemeinsames Ergebnis dieser Teste ist der Signifikanzwert p . Der p -Wert ist eine Kennzahl zur Bestimmung des Signifikanzniveaus, also der Wahrscheinlichkeit mit der der Unterschied zweier miteinander verglichener Mengen zufällig bzw. überzufällig ist.

Vor der Bestimmung von signifikanten Unterschieden wird jede Messreihe mittels des Shapiro-Wilks W -Tests auf Normalverteilung getestet.

Sind die Werte normalverteilt, können verschiedene Gruppen über eine einfaktorische ANOVA („Analysis of Variance“) und eine anschließende Bonferroni-Angleichung auf Signifikanz getestet werden. Liegt keine Normalverteilung bei einer der zu testenden Messreihen vor, so muss zuerst mit dem Kruskal-Wallis-Test ein Vorvergleich gemacht werden. Findet sich ein p -

Wert über 0,05 so muss der Unterschied als nicht signifikant angesehen werden. Liegt ein p-Wert $< 0,05$ vor, so wird der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (Mann-Whitney U-Test) angewendet. Dieser Test ist ein nichtparametrischer, von der zugrundeliegenden Verteilung unabhängiger Test zum Vergleich zweier Gruppen. Anschließend muss der p-Wert auf die Anzahl der Testungen angeglichen werden.

Für Paarvergleiche gilt Ähnliches: liegt eine Normalverteilung vor, so kann mit dem t-Test für gepaarte Stichproben fortgefahren werden. Liegt keine Normalverteilung bei einer der Messreihen vor, so wird mit dem Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben auf Signifikanz geprüft.

Folgende Signifikanzniveaugrenzen wurden definiert:

Signifikanz	Symbol	p-Wert
höchst signifikant	***	$p < 0,001$
hoch signifikant	**	$p < 0,01$
signifikant	*	$p < 0,05$
nicht signifikant	n.s.	$p \geq 0,05$

Tab. 2: Definition der Signifikanzniveaus

Signifikante Unterschiede werden mit den oben angegebenen Zeichen gekennzeichnet, fehlende Signifikanzen werden nicht gekennzeichnet.

5 Ergebnisse

5.1 Auswertung der Patientenakten

5.1.1 Basisdaten

Im **Zeitraum** von 1996 bis 2008 wurden 65 Patienten mit Fußverletzungen im Sinne einer Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenksverletzung in der Abteilung Unfallchirurgie, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen behandelt. 29 der 65 Patienten konnten im Göttinger Biomechaniklabor der Firmengruppe Otto Bock nachuntersucht und ganganalysiert werden. Das **mittlere Follow up** betrug 7,01 Jahre (SD. 3,06 Jahre). Zwei Drittel der Patienten waren **männlich** (n=44; 66,6%) und ein Drittel (n=22; 33,3%) **weiblich**. Folgende Verteilung zeigte sich bezüglich des **Verletzungstyps**:

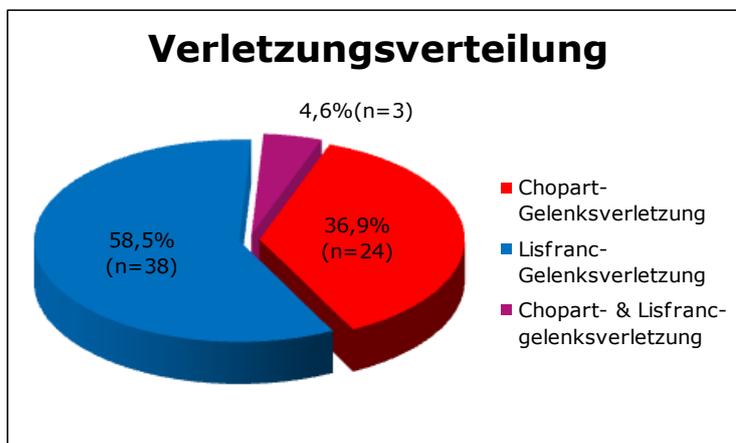


Abb. 5.1: Verletzungsverteilung im Probandenkollektiv

Die Gruppe der Patienten mit beiden Verletzungen werden aufgrund der geringen Größe der Gruppe im Folgenden vernachlässigt.

Klassifiziert nach Zwipp (Zwipp 1994), zeigen sich in der **Chopart-Gruppe** überwiegend Luxationsfrakturen mit Beteiligung des Talus (n=8; 33,3%) bzw. des Os naviculare (n=8; 33,3%), gefolgt von Verletzungen des Os calcaneum (n=4; 16,7%). Rein transligamentäre Verletzungen kommen nur bei einem geringen Teil der Patienten (n=1; 4,2%) vor.

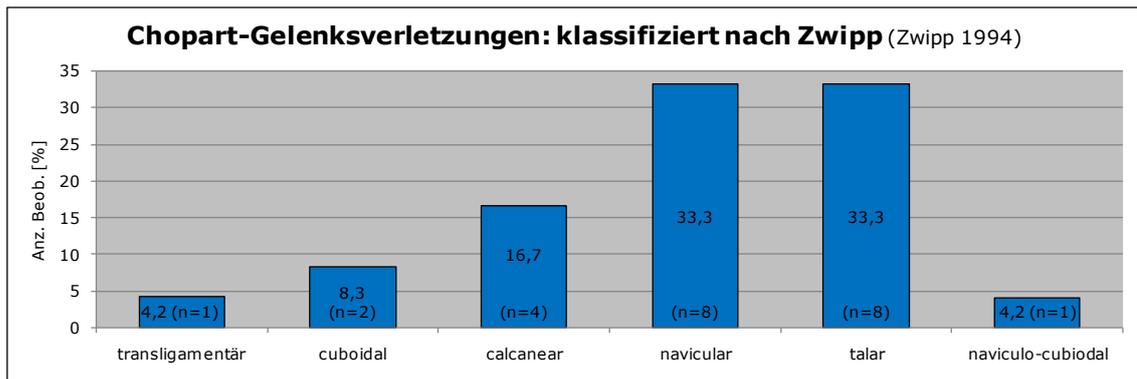


Abb. 5.2: Unterteilung der Verletzungstypen innerhalb der Chopart-Gruppe durch die Klassifizierung nach Zwipp

Nach Hardcastle **klassifiziert** (Hardcastle et al. 1982) zeigt sich in der **Lisfranc-Gruppe** ein großer Anteil von Patienten mit einer partiellen Inkongruenz (n=19; 50%) der Vor- gegenüber den Mittelfußknochen.

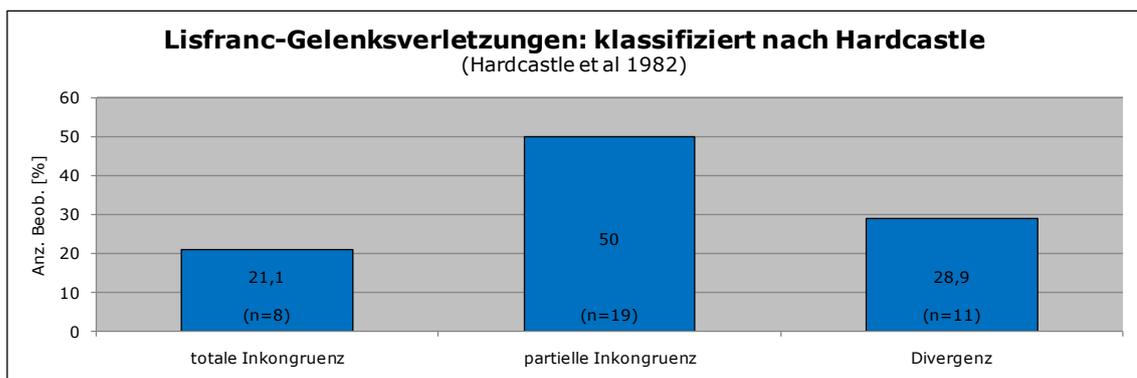


Abb. 5.3: Unterteilung der Verletzungstypen innerhalb der Lisfranc-Gruppe durch die Klassifizierung nach Hardcastle

Das **Durchschnittsalter** der Gesamtgruppe zum Zeitpunkt des Unfalls betrug 38,4 Jahre (6-77 Jahre; SD. 17,7). Die Lisfranc-Patienten waren im Mittel 34,36 Jahre (6-70 Jahre; SD. 16,7), die Chopart-Patienten 44,17 Jahre (16-75 Jahre; SD. 17,5) alt.

Laut der Adipositas-Klassifikation der WHO fällt sowohl die Chopart-Gruppe (BMI: 28,4 kg/m²) als auch die Lisfranc-Gruppe (BMI: 27,7 kg/m²) mit dem **BMI** in den Bereich der Präadipositas (BMI von 25,0 - 30,0) (World Health Organization 1998).

5.1.2 Unfallbezogene Daten

Als **Unfallursache** der Gesamtgruppe steht der Sturz (n=25; 38,5%) an erster Stelle, gefolgt von PKW-/LKW-Unfall (n=18; 27,7%) und Motorradunfall (n=12; 18,2%). Gruppiert nach den beiden **Verletzungstypen** zeigt sich, dass als **Unfallursache** bei der Chopart-Gruppe Stürze bzw. Motorradunfälle führend sind. In der Lisfranc-Gruppe machen PKW- bzw. LKW-Unfälle den größten Anteil aus (Abb. 5.4). In der Chopart-Gruppe korreliert der hohe Anteil von Stürzen mit der Häufigkeit von suizidaler Absicht als Unfallursache. Fünf Personen (21%) in der Chopart-Gruppe und eine Person (3%) in der Lisfranc-Gruppe stürzten sich in suizidaler Absicht aus großer Höhe.

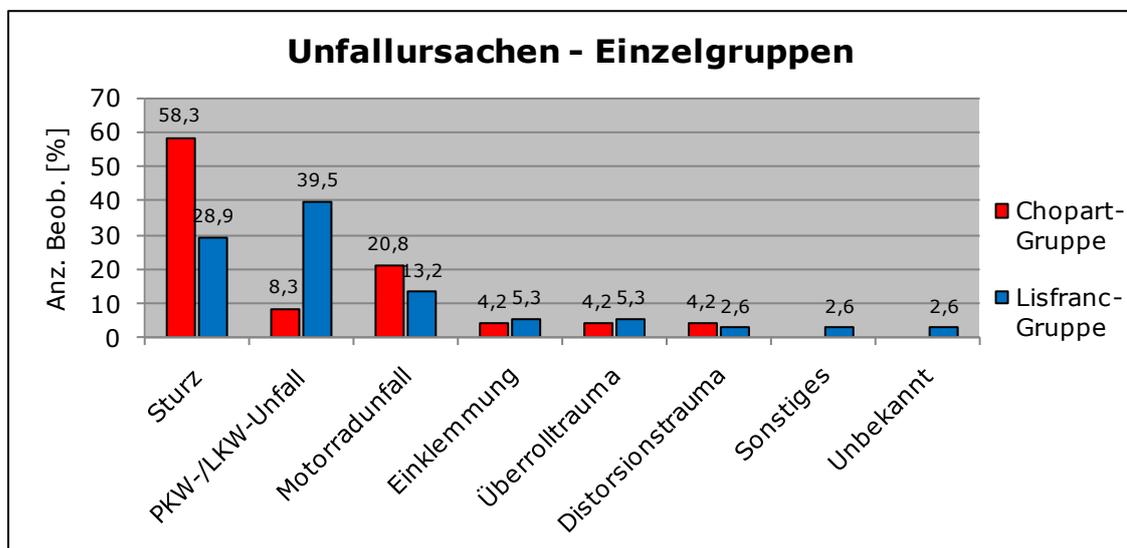


Abb. 5.4: Anzahl der beobachteten Unfälle in Abhängigkeit zur Unfallursache gruppiert nach den Verletzungstypen Chopart und Lisfranc

5.1.3 Klinische Daten

Der Anteil der Patienten mit **Polytrauma** liegt in der Chopart-Gruppe bei 37,5%, in der Lisfranc-Gruppe bei 43,2%.

Bei der Untersuchung des **Abstandes vom Unfallzeitpunkt bis zur OP** zeigt sich, dass in der Lisfranc-Gruppe zwei Drittel der Patienten später als 24 Stunden operiert wurden. In der Chopart-Gruppe waren es knapp über die Hälfte (Abb. 5.5).

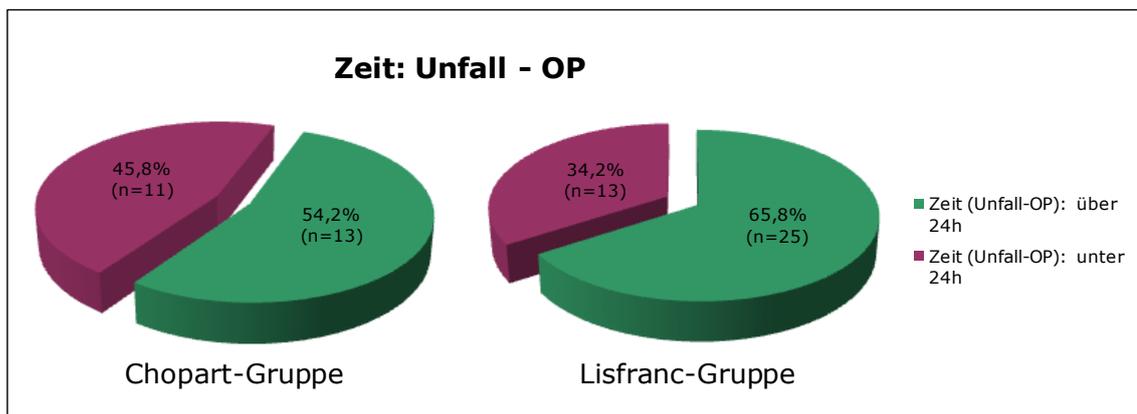


Abb. 5.5: Anteil der Patienten mit OP-Zeitpunkt über 24 Stunden nach Unfallereignis bzw. unter 24 Stunden nach Unfallereignis gruppiert nach Lisfranc und Chopart

Der Anteil der Patienten mit einem **Kompartmentsyndrom** während der Akutbehandlung, ist bei der Chopart-Gruppe annähernd halb so groß, wie bei der Lisfranc-Gruppe (Abb. 5.6). **Fußinfektionen** im Rahmen der stationären Behandlung traten dafür bei der Chopart-Gruppe (16,7%) dreimal so häufig auf, wie bei der Lisfranc-Gruppe (5,4%).

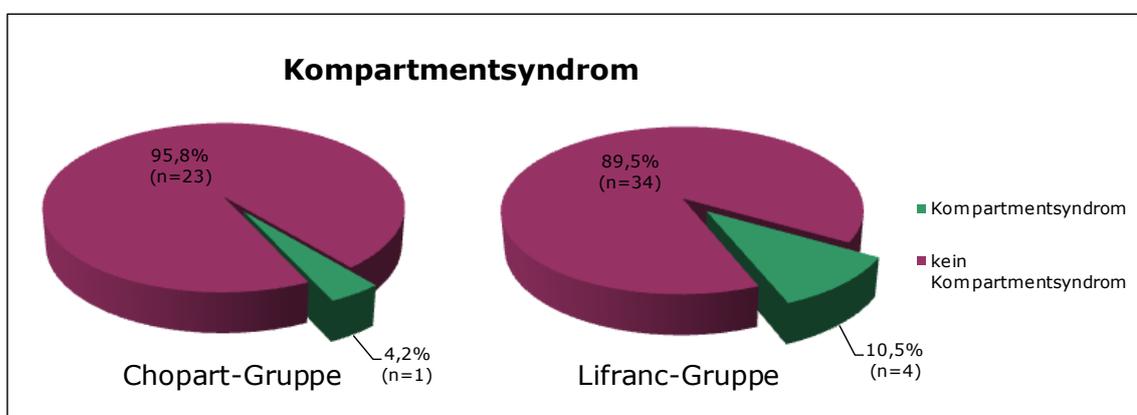


Abb. 5.6: Anteil der Patienten aus der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, bei denen während der stationären Therapie ein Kompartmentsyndrom aufgetreten ist

Sowohl in der Chopart-, als auch in der Lisfranc-Gruppe kam die **Osteosynthese** mit Kirschnerdrähten, gefolgt von Plattenosteosynthese am häufigsten zum Einsatz (Abb. 5.7).

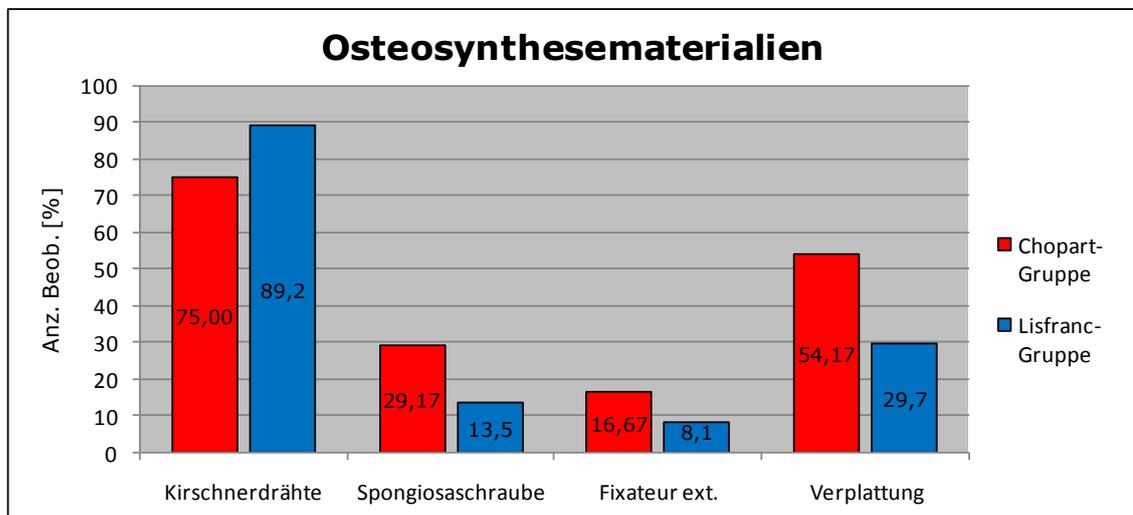


Abb. 5.7: Anzahl der beobachteten Versorgungen in Abhängigkeit vom Osteosynthesematerial, gruppiert nach Chopart und Lisfranc

Als eine Form der **Spätkomplikation** ist die Arthrose anzusehen. Bei chronischen Schmerzen und minimierter Belastungsfähigkeit ist eine Versteifung eines Gelenks indiziert. In der Chopart-Gruppe führte der Unfall bei 12,5%, in der Lisfranc-Gruppe bei 9,5% zu einer **Arthrodese** des betroffenen Gelenks (Abb. 5.8).

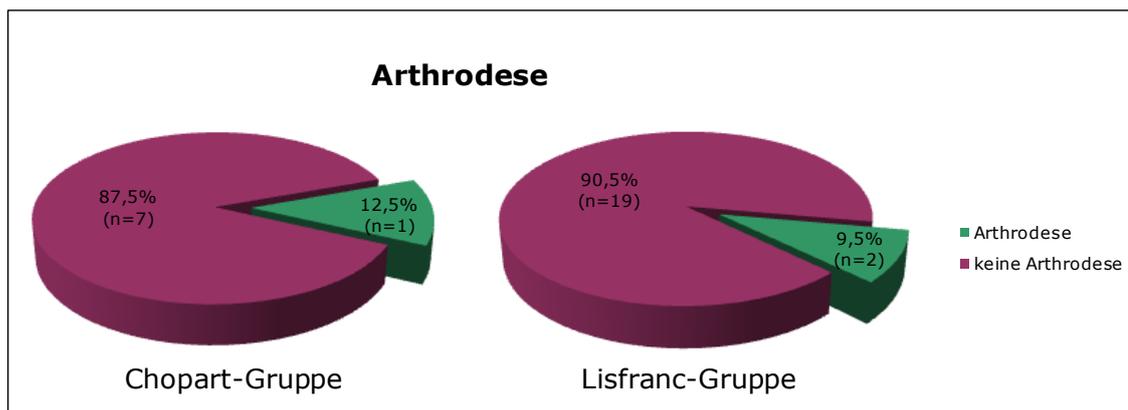


Abb. 5.8: Anteil der Patienten aus der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, bei denen eine Arthrodese vorgenommen werden musste, gruppiert nach Chopart und Lisfranc

5.2 Auswertung der Patientenbefragung und klinischen Untersuchung

Knapp die Hälfte aller in die Studie eingeschlossenen Patienten (n=29; 44%, Gesamt: n=65) stellte sich für eine **Nachuntersuchung mit Anamnese, körperlicher Untersuchung und biomechanischen Tests** zur Verfügung. Davon hatten acht Patienten eine Verletzung des Chopart-Gelenks und 21 Patienten eine Verletzung des Lisfranc-Gelenks erlitten.

Die Patienten wurden zu verschiedenen Situationen befragt, in denen Schmerzen im Fußwurzelgelenk aufgetreten waren (Abb. 5.9). Bei der Chopart-Gruppe zeigte sich, dass besonders das Heben von schweren Lasten, aber auch Wetterumschwünge einen Schmerz im operierten Fußwurzelgelenk auslösten. Bei der Lisfranc-Gruppe stand hinter Wetterumschwüngen als Schmerzauslöser der morgendliche Einlaufschmerz an zweiter Stelle.

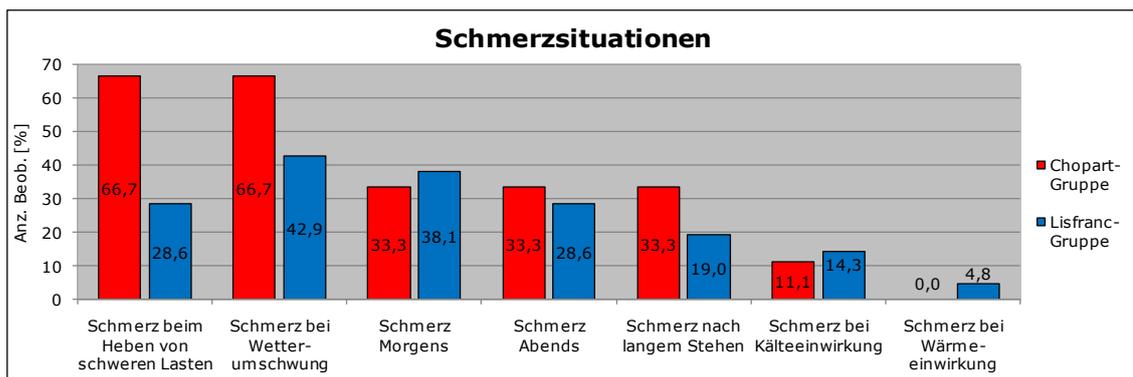


Abb. 5.9: Anteil der verschiedenen Schmerzarten bezogen auf die Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe

Bei der erfragten **Erwerbsfähigkeitsminderung** liegt die Chopart-Gruppe (36,3%; 0-100%) über der Lisfranc-Gruppe (19%, 0-60%). Die Unterschiede sind nicht signifikant und die Verteilung der Werte ist sehr heterogen (Abb. 5.10). Einen unfallbedingten **Berufswechsel** mussten in der Chopart-Gruppe zwei Patienten (25%), in Lisfranc-Gruppe sechs Patienten (29%) vornehmen.

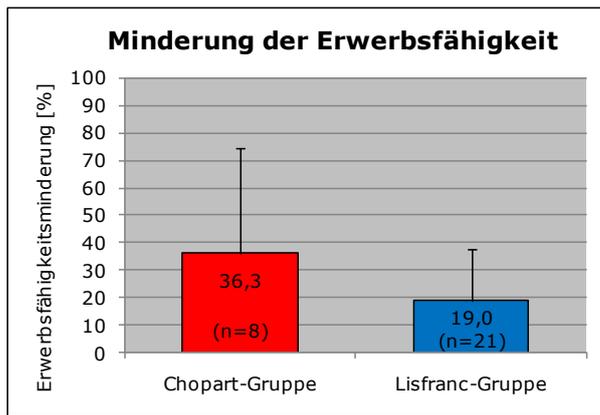


Abb. 5.10: mittlere Erwerbsfähigkeitsminderung der Patienten aus Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe

Bezüglich der **maximalen Gehstrecke** zeigt sich, dass in beiden Gruppen ein Großteil der Patienten keine Einschränkungen (Gehstrecke über 10 Kilometer) hat. In der Chopart-Gruppe ist mit 37,5% der Anteil derer, die maximal 500 bis 1000 Meter am Stück gehen können, hoch (Abb. 5.11). In der Anamnese wurden die Patienten auch gefragt, ob sie einen **Sport** betreiben, der mit **Laufen, Schwimmen** oder **Radfahren** zu tun hat. Ein Patient der Chopart-Gruppe (12,5%) und zwei Patienten der Lisfranc-Gruppe (9,5%) waren aufgrund der Fußverletzung zu keinerlei sportlicher Betätigung in diesen Kategorien mehr fähig.

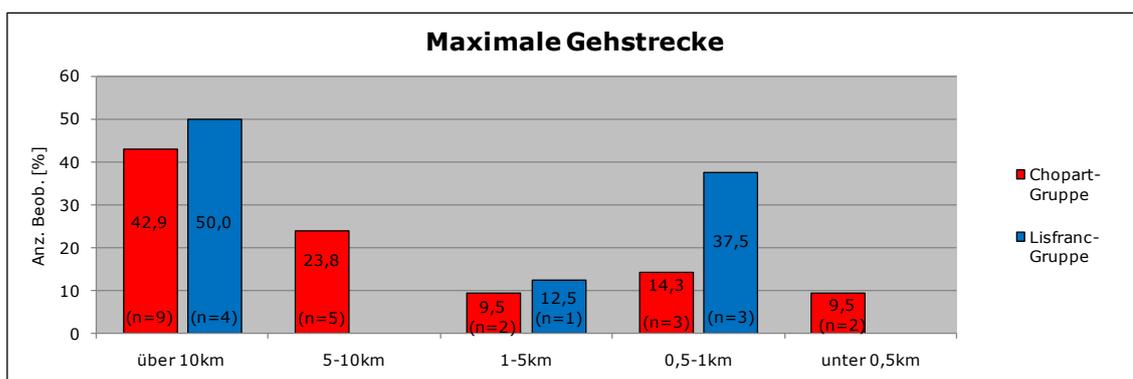


Abb. 5.11: Anteil der verschiedenen Gehstreckenlängen, gruppiert nach Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenksverletzung (Du hast überall Chopart in Rot, hier jetzt auf einmal umgekehrt, lieber einheitlich)

In der **klinischen Untersuchung** zeigten sich folgende Ergebnisse (Tab. 3):

		Chopart-Gruppe, betr. Seite (n=8)	Lisfranc-Gruppe betr. Seite (n=21)
Hautkolorit:	normal	87,5%	86%
	blass	12,5%	14%
Narbe:	reizlos	100%	100%
Schwellung:	ja	75%	95%
	nein	25%	5%
Druckschmerz:	nein	100%	91%
	ja		9%
Hypästhesie im Narbenbereich:	nein	87,5%	38%
	ja	12,5%	62%
Temperatur:	normal	100%	81%
	überwärmt		9,5%
	unterkühlt		9,5%
Durchblutung (A. tibialis post.; A. dors. pedis):	normal	87,5%	91%
	abgeschwächt	12,5%	9%

Tab. 3: Ergebnisse der klinischen Untersuchung des Fußes

Hervorzuheben ist der hohe Anteil von Patienten in der Lisfranc-Gruppe, bei denen eine Hypästhesie im Bereich der Narbe vorliegt (62%). Ein Viertel der Chopart-Gelenksverletzten zeigte zum Zeitpunkt der Untersuchung eine sichtbare Schwellung im betroffenen Gelenkbereich. Im Vergleich zur gesunden Seite mit 100% gut tastbaren Fußpulsen, waren in der Chopart-Gruppe 12,5% und in der Lisfranc-Gruppe 9% mit abgeschwächten Fußpulsen auf der betroffenen Seite.

Anamnestische Angaben und Untersuchungsergebnisse zum **Outcome** der Patienten wurden mittels des **Midfoot-Score** („Midfoot Clinical Rating Sys-

tem“) der American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) zusammengefasst. Der Score hat einen Wertebereich von 0 bis 100 Punkten, wobei 0 ein maximal schlechtes und 100 Punkte ein maximal gutes Gesamtergebnis bedeutet. Im Mittel zeigt die Chopart-Gruppe ein ausreichendes Ergebnis und die Lisfranc-Gruppe eine befriedigendes (Abb. 5.12).

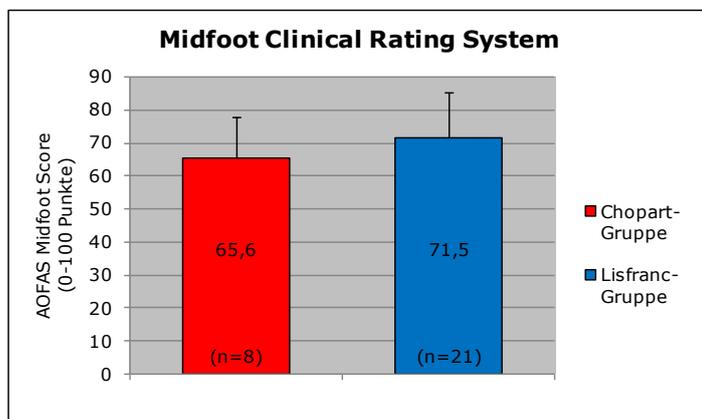


Abb. 5.12: mittleres klinisches Outcome der Chopart-Gruppe bzw. Lisfranc-Gruppe, ermittelt durch AOFAS Midfoot Clinical Rating System

Bei der Aufteilung der Gesamtgruppe auf verschiedene **Altersbereiche** ist die Tendenz zu erkennen, dass jüngere Patienten im Midfoot Score besser abschneiden als ältere. Die Altersgruppe zwischen 40 und 60 Jahren hat tendenziell das schlechteste **Outcome** (Abb. 5.13). Zusätzlich zeigte sich bei einer geschlechtsspezifischen Betrachtung des Outcomes, dass in beiden Gruppen die weiblichen Patienten im Mittel (Chopart-Gruppe: 76 Punkte, Lisfranc-Gruppe: 72,2 Punkte) ein tendenziell besseres Outcome haben als die männlichen (Chopart-Gruppe: 67,4; Lisfranc-Gruppe: 71,3).

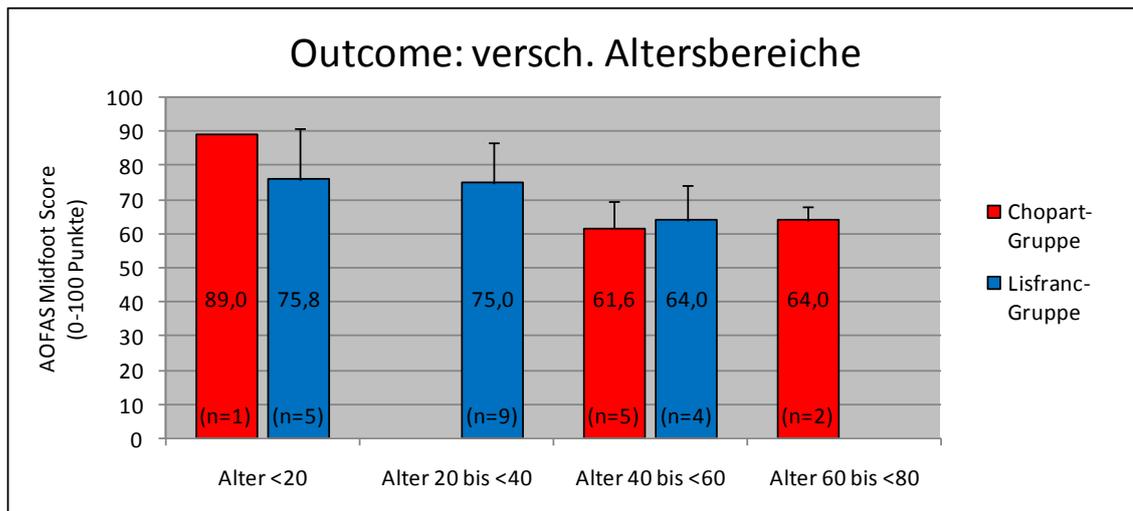


Abb. 5.13: mittleres Outcome der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, aufgeteilt auf vier verschiedene Altersbereiche, erhoben mittels AOFAS Midfoot Clinical Rating System

In der Lisfranc-Gruppe zeigt sich, dass die Patienten, welche eine **offene** Verletzung erlitten hatten, ein besseres **Outcome** aufweisen als die Patienten mit einer **geschlossenen** Verletzung (Abb. 5.14). Bei der Chopart-Gruppe ist diese Beobachtung genau entgegengesetzt, wobei der Vergleich schwierig ist, da der Gruppe „Chopart-geschlossen“ nur ein Individuum zugeteilt ist.

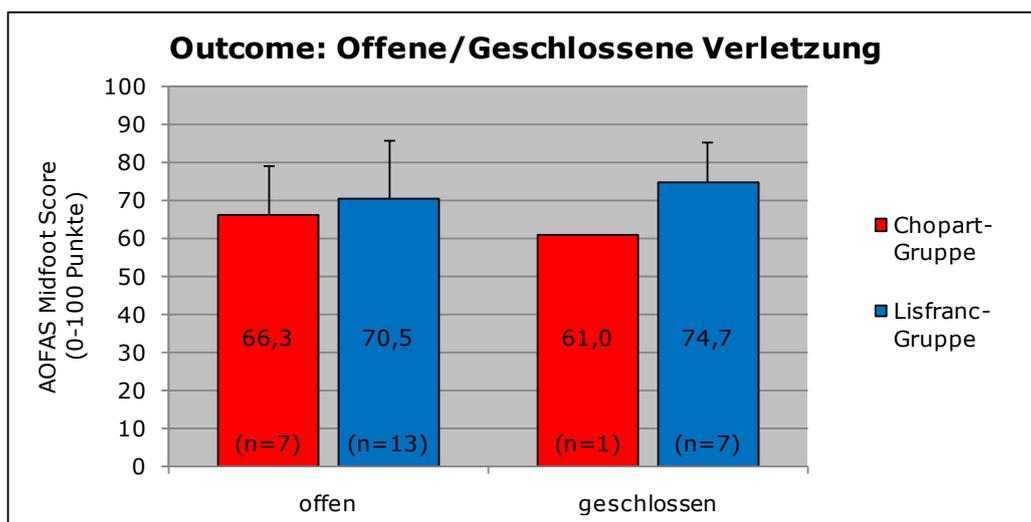


Abb. 5.14: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Patienten mit einer offenen bzw. geschlossenen Verletzung, gruppiert nach Chopart und Lisfranc

Das **Outcome** der Operierten bezogen auf das Vorliegen eines **Polytraumas** zeigt, dass die Chopart-Gruppe zu einem besseren Score-Ergebnis

tendiert, wenn ein Polytrauma vorliegt. Die Lisfranc-Gruppe dagegen weist leicht bessere Score-Ergebnisse bei Nichtvorliegen eines Polytraumas auf (Abb. 5.15).

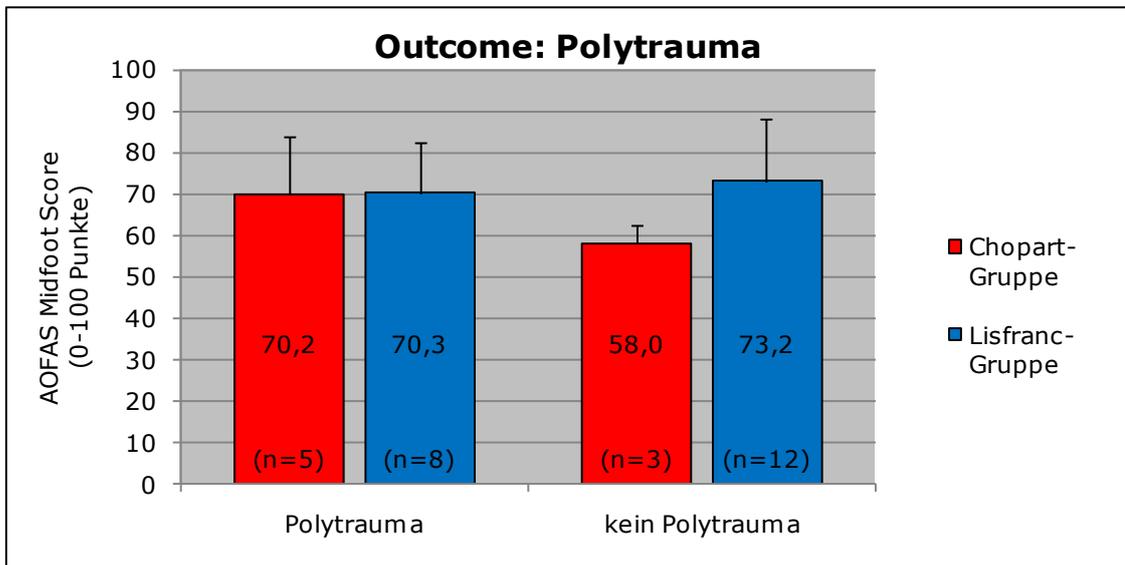


Abb. 5.15: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Polytraumas

Bezogen auf den **Zeitabstand vom Unfall bis zur OP** zeigt sich, dass in der Lisfranc-Gruppe die Patienten, welche unter 24 Stunden nach dem Unfall operiert wurden, ein tendenziell besseres **Outcome** haben als erst nach über 24 Stunden operierten Patienten. Bei der Chopart-Gruppe ist diese Beobachtung genau entgegengesetzt. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist minimal (Abb. 5.16).

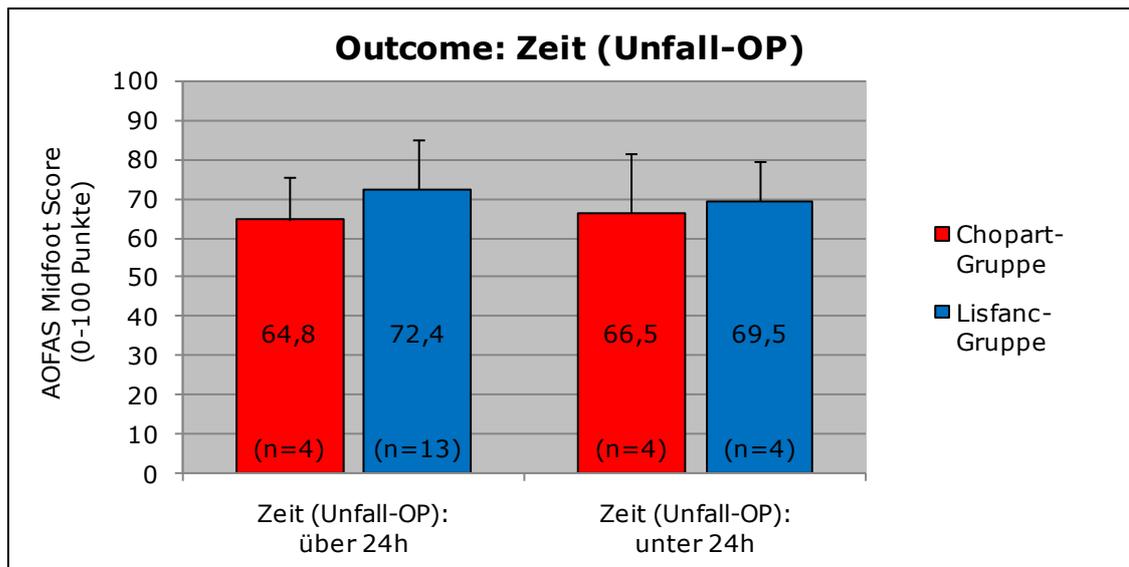


Abb. 5.16: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) bezogen auf die Zeit vom Unfall bis zur OP (über/unter 24 Stunden) gruppiert nach Chopart und Lisfranc

Das **Outcome** der Patienten, bei denen keine **Arthrode** nötig war, ist in beiden Gruppen tendenziell besser als bei den Patienten, bei denen eine Arthrode durchgeführt werden musste (Abb. 5.17).

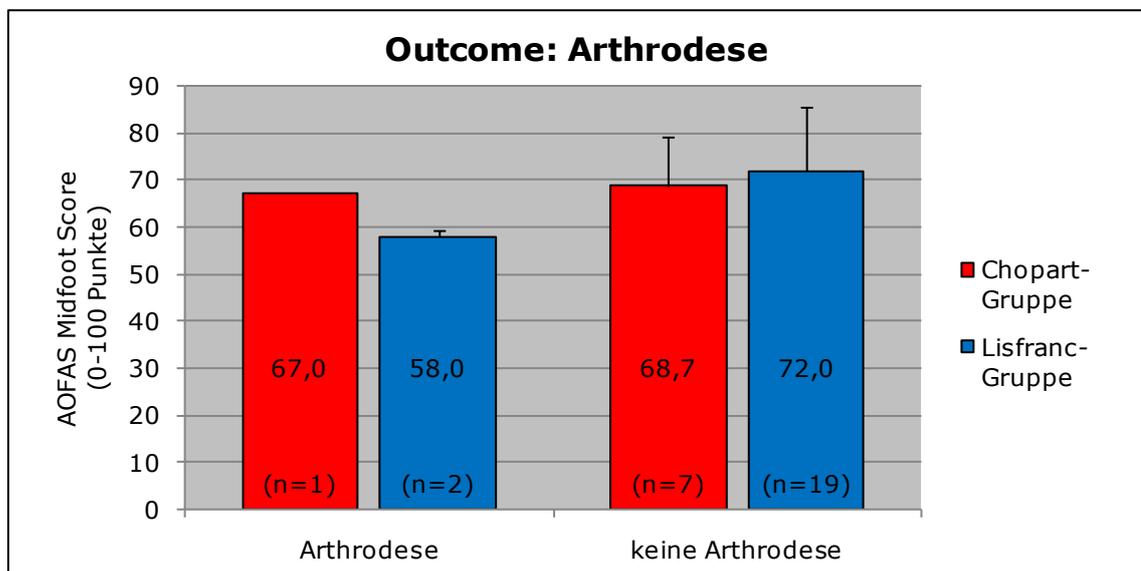


Abb. 5.17: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) bezogen auf die Durchführung einer Arthrode eines Fußwurzelgelenks, gruppiert nach Chopart und Lisfranc

Für das **Outcome** in Abhängigkeit von der **subjektiven Gesamtnote auf Behandlung und Behandlungsergebnis** deutet sich eine Korrelation an. Mit absteigender Bewertung der Operierten sinkt auch das Score-Ergebnis

ab. Insgesamt zeigen sich in der Chopart-Gruppe tendenziell schlechtere Score-Ergebnisse gegenüber der Lisfranc-Gruppe bei gleicher Benotung.

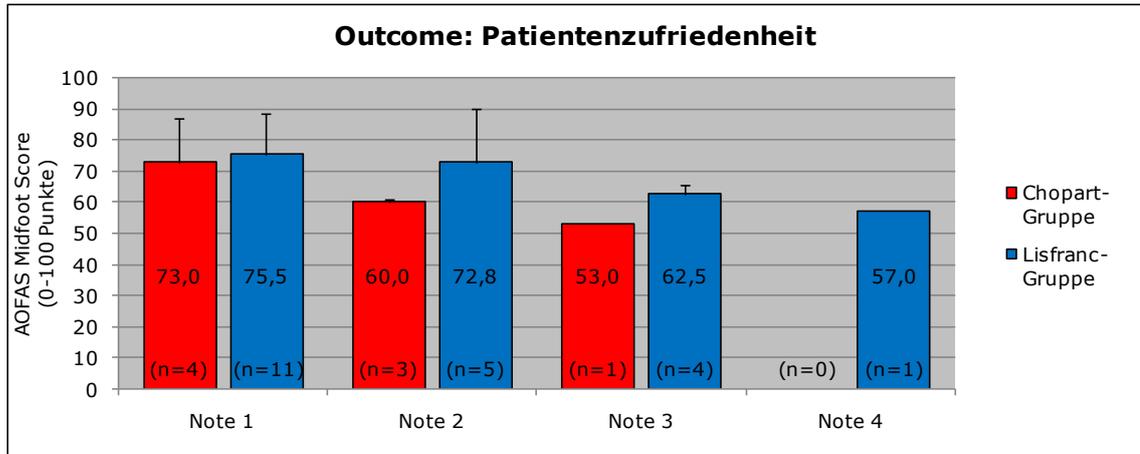


Abb. 5.18: mittleres Outcome (AOFAS Midfoot Clinical Rating System) der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe in Abhängigkeit der von den Patienten vergebenen Gesamtnoten auf Behandlung und Behandlungsergebnis; beste Bewertung „1“, schlechteste Bewertung „6“, Noten 5 und 6 waren nicht vergeben worden

5.3 Auswertung der biomechanischen Untersuchungen

5.3.1 Statik (L.A.S.A.R. – Posture)

Den nachfolgenden Daten der Abstände zwischen Lastlinie und Gelenkreferenzpunkt liegt folgende Vorzeichenkonvention zugrunde:

Sagittalebene: positives Vorzeichen – die Lastlinie ist anterior zum Gelenkreferenzpunkt lokalisiert; negatives Vorzeichen – posteriore Lokalisation

Frontalebene: positive Werte – die Lastlinie ist medial zum Gelenkreferenzpunkt lokalisiert; negatives Vorzeichen – laterale Lokalisation

Die Werte der Vergleichsgruppe wurden im Zuge einer anderen wissenschaftlichen Arbeit (Höncher 2012) unter vergleichbaren Bedingungen erstellt. Die Probanden waren durchschnittlich 22,5 Jahre alt (SD.: 3,2) und hatten einen BMI von 22,8 (SD.: 2,9)

Folgende sind die relevanten gemessenen Parameter für die Objektivierung von Fehlbelastungen im Stehen:

Der sagittale Abstand der Lastlinie zum Malleolus lateralis des oberen Sprunggelenks („**OSG_sagittal**“, Abb. 5.19) bzw. zum Kompromissdrehpunkt des Kniegelenks („**Knie_sagittal**“, Abb. 5.19),

der frontale Abstand der Lastlinie zur Gelenkmitte des oberen Sprunggelenks („**OSG_frontal**“, Abb. 5.20) bzw. zur Mitte des Kniegelenks („**Knie_frontal**“, Abb. 5.20).

Bei den Messungen in der **Sagittalebene** fällt auf, dass auf Höhe des **Malleolus lateralis** bei allen Operierten auf der nicht betroffenen Seite die Lastlinie tendenziell mehr nach anterior abweicht. Dies kann eine verstärkte Vorfußbelastung der nicht betroffenen Seite als Ursache haben. Die betroffenen Seiten liegen mit der Abweichung näher an der Vergleichsgruppe, als die nicht betroffenen Seiten der Operierten (OSG_sagittal, Abb. 5.19).

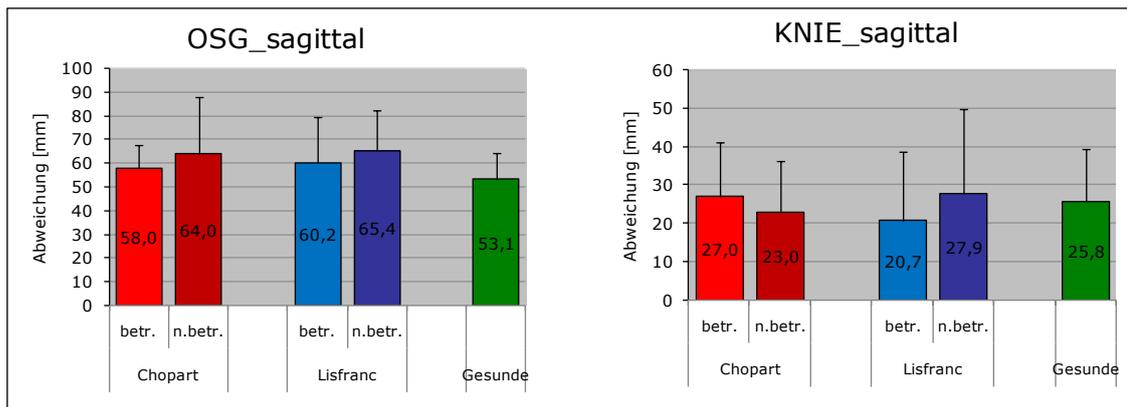


Abb. 5.19: gemittelter Abstand der Lastlinie vom Malleolus lateralis (OSG_sagittal) bzw. vom Kompromisskniedrehpunkt (KNIE_sagittal) in sagittaler Richtung

Auf **Kniehöhe** sind in **sagittaler** Richtung die Abstände zwischen Chopart-Gruppe und Lisfranc-Gruppe in entgegengesetzter Richtung tendierend. So zeigt die betroffene Seite der Chopart-Gruppe höhere (anterior) Werte als die nicht betroffene Seite und die Vergleichsgruppe an; bei der Lisfranc-Gruppe ist es entgegengesetzt. Signifikante Unterschiede bestehen nicht, die Standardabweichung ist relativ hoch (KNIE_sagittal, Abb. 5.19).

In der **Frontalebene** zeigt sich, dass die Lastlinie bei allen Operierten auf Höhe des **Malleolus lateralis** tendenziell stärker nach lateral abweicht als bei der Vergleichsgruppe. Bei der Chopart-Gruppe weist die nicht betroffene Seite den kleineren (mehr nach medial abweichenden) Wert auf, bei der Lisfranc-Gruppe dagegen die betroffene Seite. Zwischen nicht betroffener Seite der Lisfranc-Gruppe und der Vergleichsgruppe besteht ein signifikanter Unterschied (OSG_frontal, Abb. 5.20).

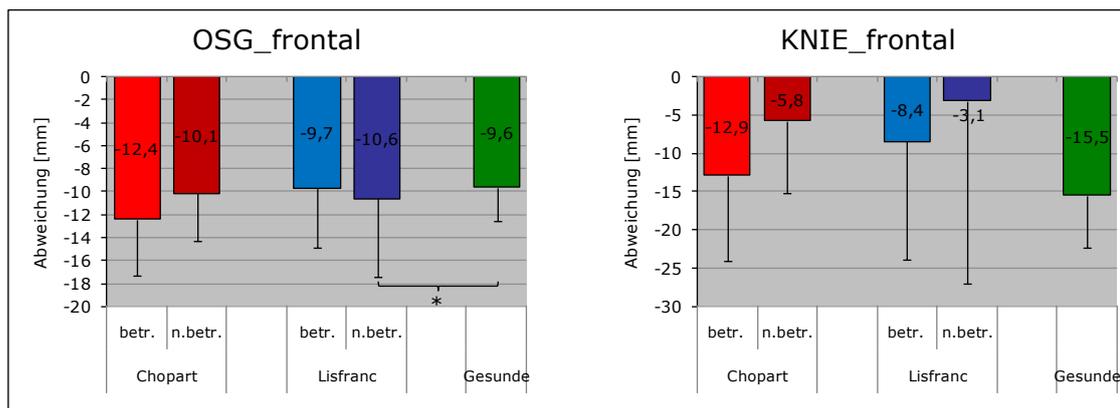


Abb. 5.20: Mittelwerte des Abstandes der Lastlinien der Frontalebene von der OSG-Mitte (OSG_frontal), bzw. von der Kniegelenksmitte (KNIE_frontal)

Auf **Kniehöhe** liegen alle Operierten tendenziell unterhalb der Vergleichsgruppe; die Lastlinie weicht also in der **Frontalebene** weniger stark nach lateral ab. Außerdem weist die nicht betroffene Seite bei allen Operierten den kleineren Wert auf (KNIE_frontal, Abb. 5.20). Die Standardabweichung ist bei allen Messwerten verhältnismäßig hoch.

Bei der **Gewichtsverteilung** zeigt sich, dass in der Chopart-Gruppe die betroffene Seite signifikant weniger belastet wird, als die nicht betroffene Seite; die Vergleichsgruppe wird nicht aufgezeigt, da hier keine kranke Seite existiert (

Abb. 5.21).

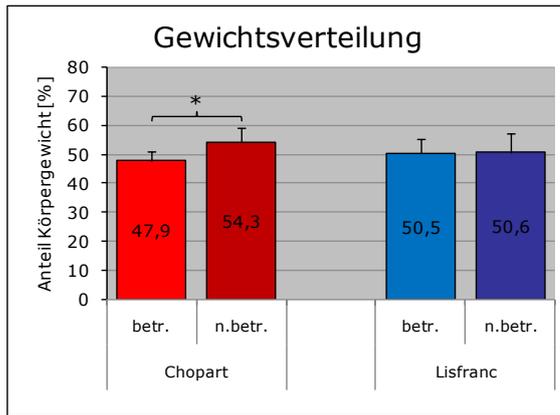


Abb. 5.21: gemittelte Gewichtsverteilung in Abhängigkeit von betroffener bzw. nicht betroffener Seite, gruppiert nach Chopart und Lisfranc

Ganganalyse

Miteinander verglichen werden die folgenden Gruppen:

1. Patienten, operiert am Chopart-Gelenk („Chopart“, n=8);
2. Patienten, operiert am Lisfranc-Gelenk („Lisfranc“, n=21);
3. Vergleichsgruppe („Gesunde“, n=15).

Die in dieser Analyse (5.3.1.1 Ebene und 5.3.1.2 Schräge) als Vergleichsgruppe („Gesunde“) herangezogenen Normwerte wurden im Rahmen von Vorstudien erhoben. Die dafür durchgeführten Ganganalysen fanden ebenfalls im Biomechaniklabor der Firma Otto Bock in Göttingen unter gleichen definierten Bedingungen statt. Die Probanden waren im Mittel 26,79 Jahre alt (SD.: 2,91) (Waldmann 2006).

Für die Darstellung von Kraft-, Moment- und Winkelverläufen in den folgenden Grafen gilt: Extremwerte stellen sich im Verlaufsgrafem betraglich geringer dar, als in den Säulendiagrammen. Diesem Effekt liegt eine unterschiedliche Mittelwertbildung aufgrund der Zeitnormierung auf einen Gangzyklus zugrunde.

Außerdem wird im Folgenden – wenn nicht eindeutig als „nicht betroffene Seite“ („n.betr.“) gekennzeichnet – von der „betroffenen Seite“ (operierten Seite) ausgegangen.

5.3.1.1 Ebene

5.3.1.1.1 Zeit-Distanz-Parameter, Ebene

Als relevante Parameter werden Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer/ -asymmetrie und Schrittlänge(n)/ -asymmetrie vergleichend analysiert und auf Signifikanz geprüft.

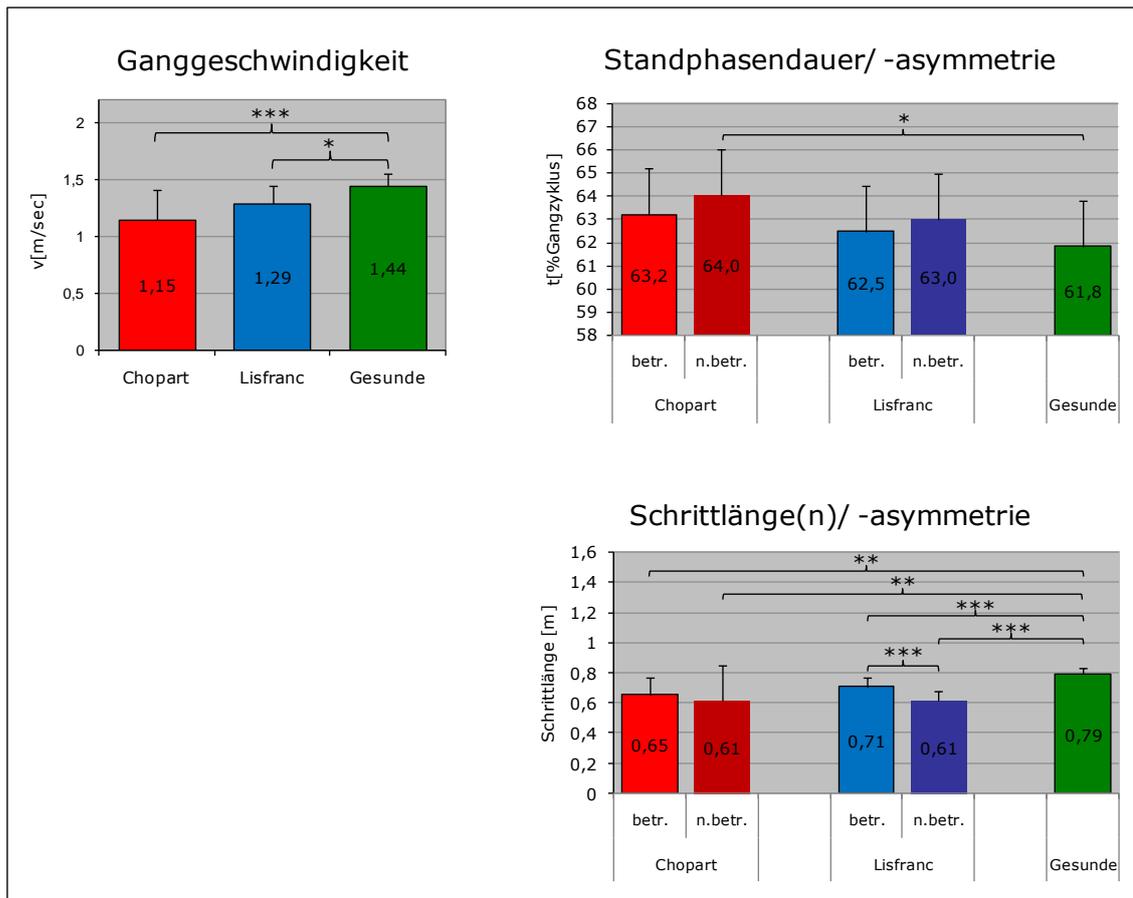


Abb. 5.22: Mittelwerte von: Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer/ -asymmetrie und Schrittlänge(n)/ -asymmetrie. Bei den zwei letzteren sind betroffene [betr.] und nicht betroffene [n.betr.] Seite nebeneinander aufgetragen; für die Vergleichsgruppe („Gesunde“) wird von Gleichheit beider Beine bezüglich Standphasendauer und Schrittlänge ausgegangen, weshalb diese hier nur einseitig aufgetragen sind.

Im Mittel ist sowohl die **Ganggeschwindigkeit** als auch die **Schrittlänge** aller Operierten gegenüber der Vergleichsgruppe signifikant geringer. Bei der **Standphasendauer** fällt der Mittelwert der gesunden Vergleichsgruppe geringer aus, jedoch nur signifikant gegenüber der nicht betroffenen Seite der Chopart-Gruppe. Die im Mittel tendenziell geringste Ganggeschwindigkeit und längste Standphasendauer weist die Chopart-Gruppe auf (Abb. 5.22). Eine **Standphasenasymmetrie** zeigt sich bei allen Patienten. So ist auf der betroffenen Seite durchgehend eine geringere Standphasendauer vorzufinden, als auf der nicht betroffenen Seite. Eine **Schrittlängenasymmetrie** ist in beiden Operierten-Gruppe vorhanden. Die nicht betroffene Seite zeigt hier die geringeren Werte an. Innerhalb der Lisfranc-Gruppe sind diese Unterschiede signifikant. Bei der Vergleichsgruppe wird von keiner

Standphasenasymmetrie bzw. Schrittlängenasymmetrie ausgegangen, da keine Verletzte Seite existiert (Abb. 5.22).

5.3.1.1.2 Kinetische Parameter, Ebene

Für die Verletzungscharakterisierung ausgewählte kinetische Parameter des ebenen Gehens sind: vertikale Bodenreaktionskraft („**GRF_V**“, Abb. 5.23), anterior-posteriore Bodenreaktionskraft („**GRF_AP**“, Abb. 5.25), mediolaterale Bodenreaktionskraft („**GFR_ML**“, Abb. 5.27), sagittales Moment im oberen Sprunggelenk („**Mom_OSG_sag**“, Abb. 5.29), frontales Moment im oberen Sprunggelenk („**Mom_OSG_front**“, Abb. 5.31), sagittales Moment im Kniegelenk („**Mom_KNIE_sag**“, Abb. 5.33), frontales Moment im Kniegelenk („**Mom_KNIE_front**“, Abb. 5.35).

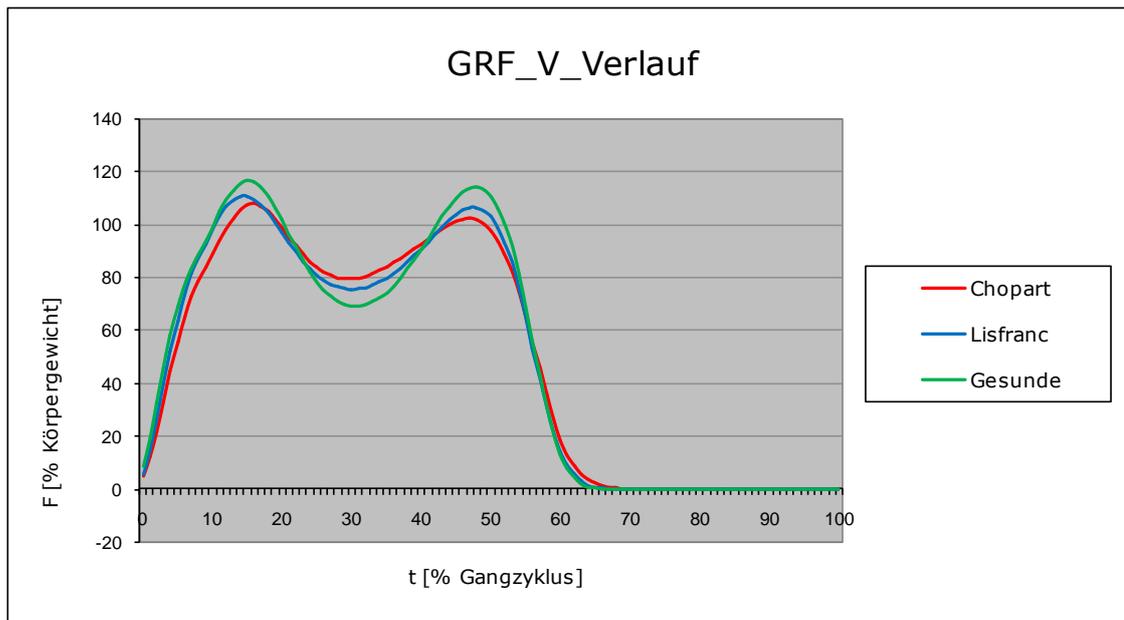


Abb. 5.23: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Der Verlauf der **vertikalen Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.23) zeigt sich bei der Chopart-Gruppe am meisten abgeflacht. Während der Lastübernahme zeigen sich in den Extremwerten (GRF_V_1.Max, Abb. 5.24) keine signifikanten Unterschiede, die Chopart-Gruppe weist jedoch tendenziell die geringsten Werte auf. Bei den Extremwerten (GRF_V_Min, Abb. 5.24) im Bereich der Mittelstandphase zeigt die Chopart-Gruppe signifikant höhere Werte als die Vergleichsgruppe. Signifikante Unterschiede bestehen auch im zweiten Maximum (GRF_V_2.Max, Abb. 5.24). Hier weist die Vergleichsgruppe ein signifikant höheres Moment auf als beide Operierten-Gruppen. Dieser Extremwert liegt in der Abstoßphase des Gangzyklus.

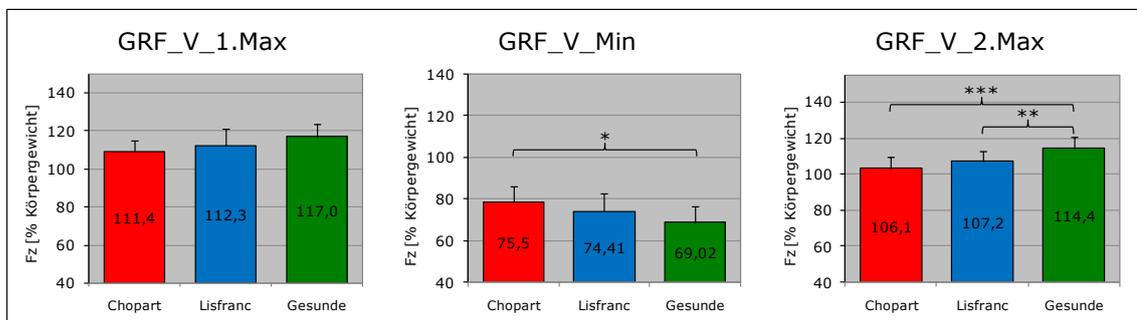


Abb. 5.24: Mittelwerte von: 1. Maximum, Minimum, 2. Maximum im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft

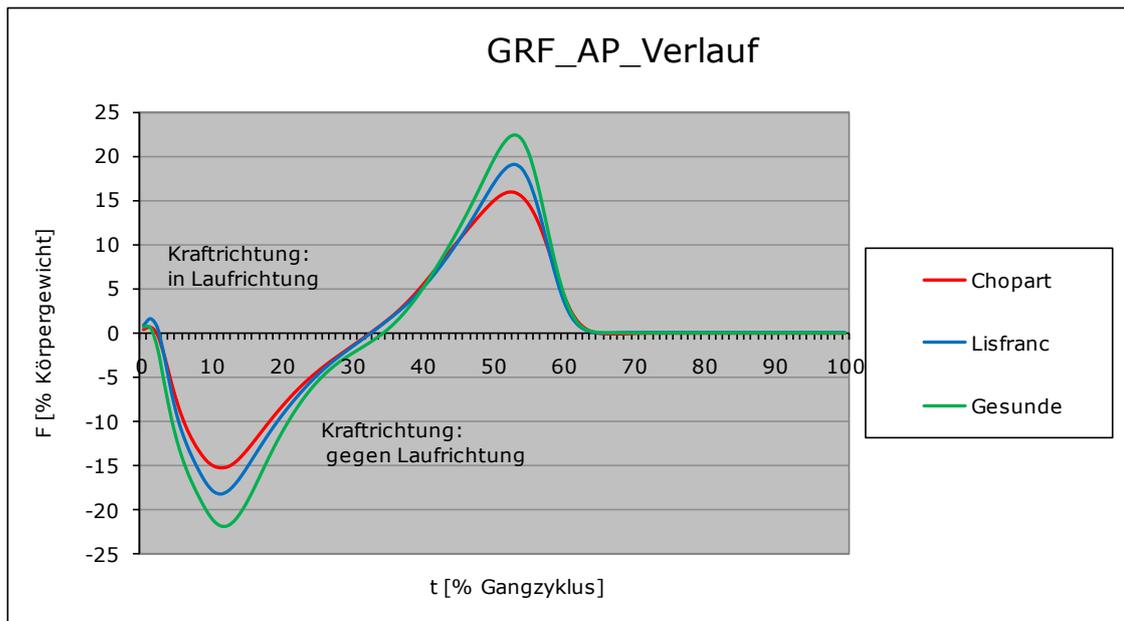


Abb. 5.25: Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf der **anterior-posterioren Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.25) zeigt die Chopart-Gruppe zu Beginn der Lastübernahme im bremsend wirkenden Minimum (GRF_AP_Min, Abb. 5.26) signifikant kleinere Werte als die Vergleichsgruppe. Aber auch während der Abstoßphase, im beschleunigend wirkenden Maximum (GRF_AP_Max, Abb. 5.26) liegen bei der Vergleichsgruppe signifikant höhere Werte vor als bei der Chopart-Gruppe. Die Chopart-Gruppe liegt bei den Extremwerten im Betrag jeweils unter der Lisfranc-Gruppe, jedoch nicht signifikant.

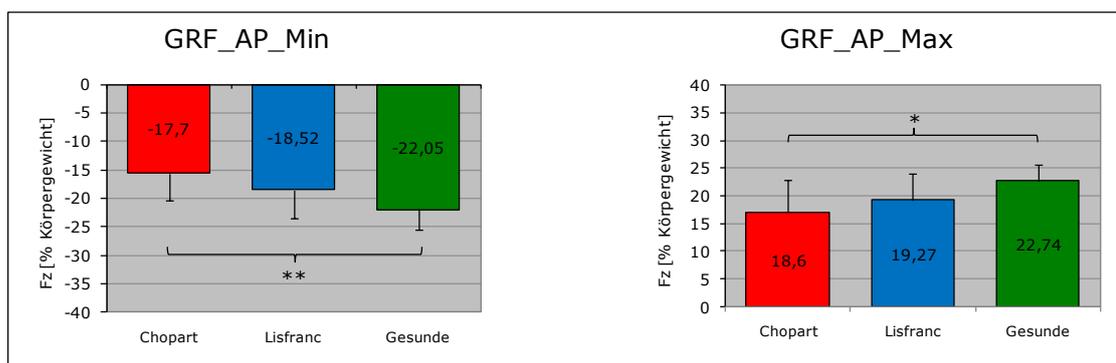


Abb. 5.26: gemittelt Minimum und Maximum im Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft

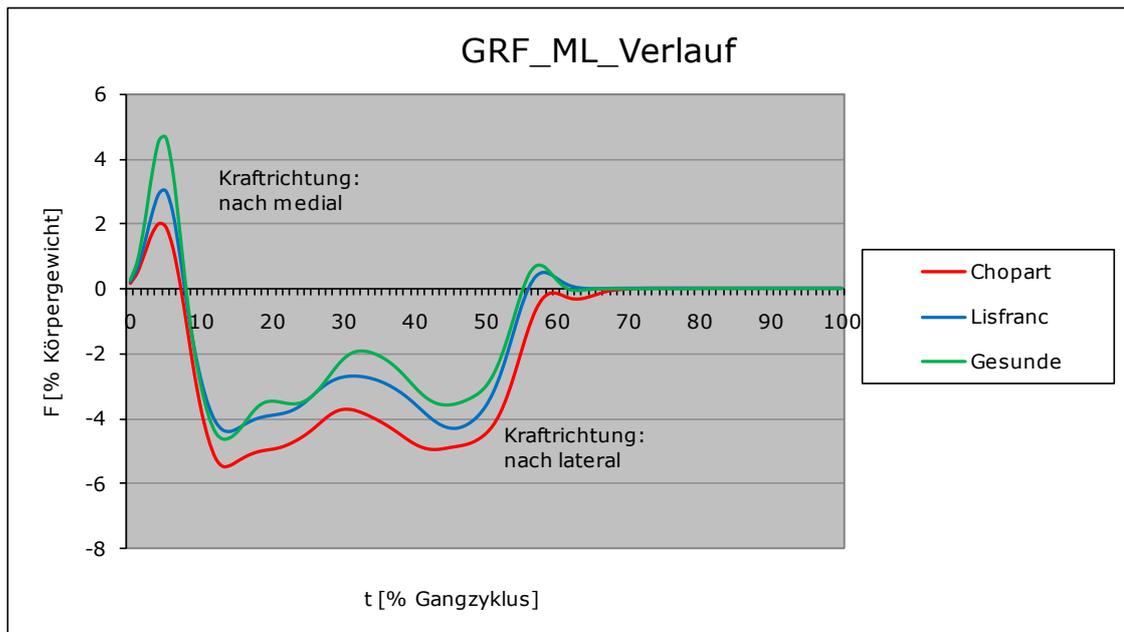


Abb. 5.27: Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf der **mediolateralen Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.27) zeigt sich, dass im Bereich des medial wirkenden Kraftmaximums (GRF_ML_Max, Abb. 5.28) die Chopart-Gruppe signifikant weniger Krafteinwirkung hat als die Vergleichsgruppe. Während der Mittelstandphase weist die Chopart-Gruppe hingegen tendenziell die stärksten lateral wirkenden Kräfte (GRE_ML_Min, Abb. 5.28) auf.

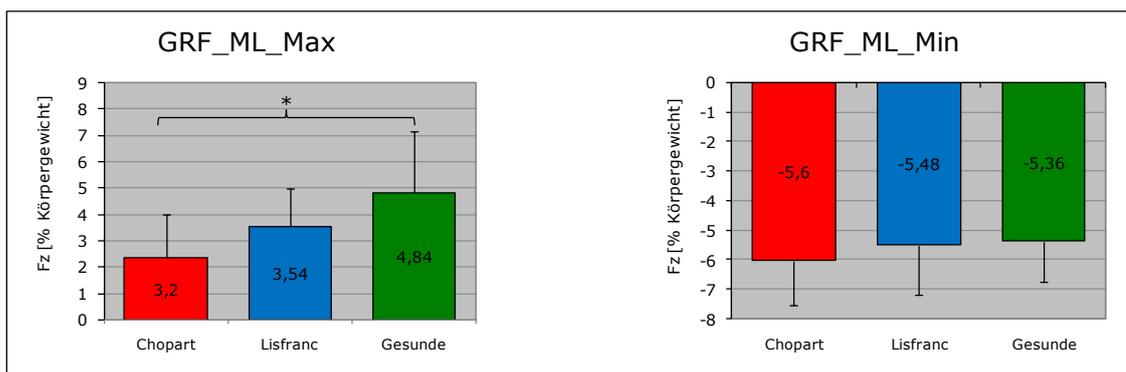


Abb. 5.28: gemittelt Maximum und Minimum im Verlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft

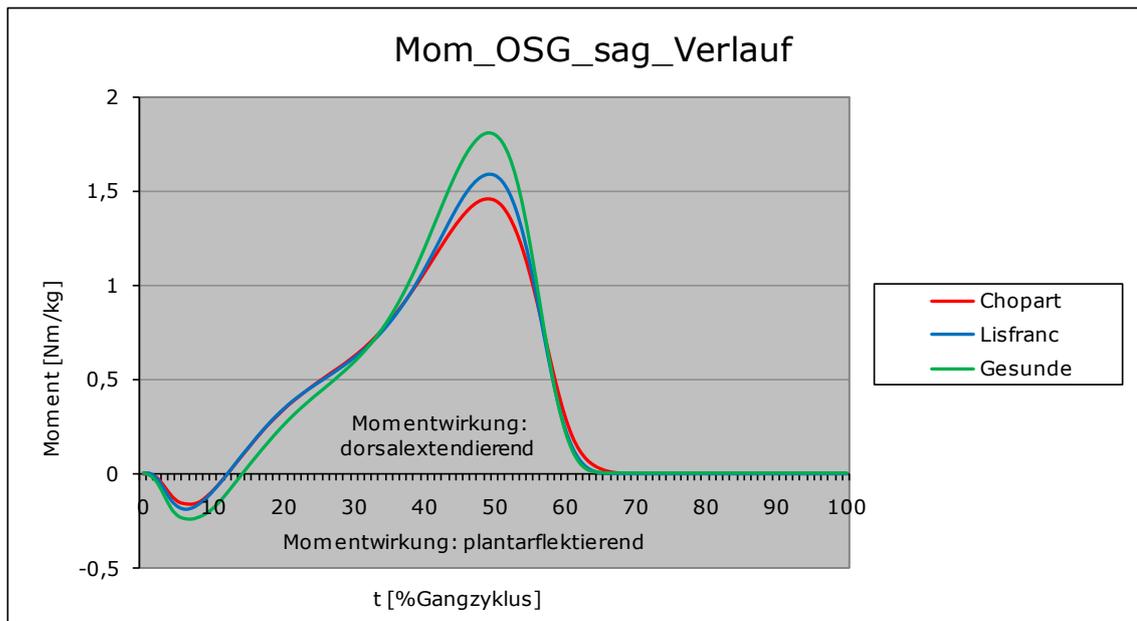


Abb. 5.29: Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des **sagittalen Sprunggelenksmoments** (Abb. 5.29) fällt auf, dass die Vergleichsgruppe sowohl im plantarflektierenden Minimum (Mom_OSG_sag_Min, Abb. 5.30) als auch im nachfolgenden dorsalextendierenden Maximum (Mom_OSG_sag_Max, Abb. 5.30) die höchsten Werte aufweist. Signifikant sind die Unterschiede zwischen Chopart- und Vergleichsgruppe und im Maximum zusätzlich auch zwischen Lisfranc- und Vergleichsgruppe. Die Chopart-Gruppe zeigt in beiden Extremwerten im Betrag die niedrigsten Werte, allerdings fällt sie vor allem beim plantarflektierenden Extremum (Mom_OSG_sag_Min, Abb. 5.30) durch eine relativ hohe Standardabweichung auf.

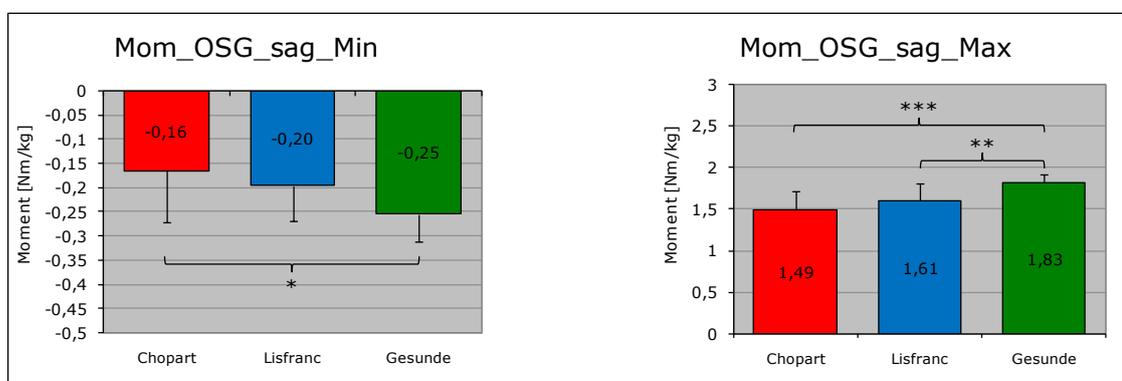


Abb. 5.30: gemittelt 1. Minimum, 1. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk

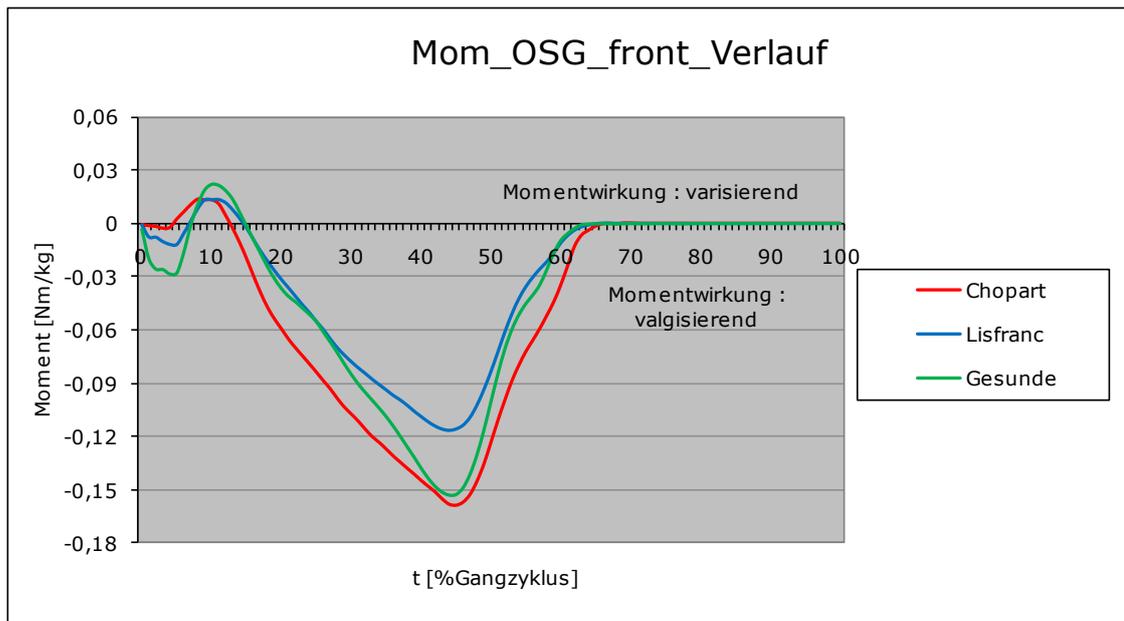


Abb. 5.31: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des **frontalen Sprunggelenkmoments** (Abb. 5.31) zeigen sich auffällige Differenzen zwischen der Chopart- und Lisfranc-Gruppe im valgisierend wirkenden Extremwert (Mom_OSG_front_Min, Abb. 5.32). Die Standardabweichung ist bei allen Gruppen vergleichsweise hoch.

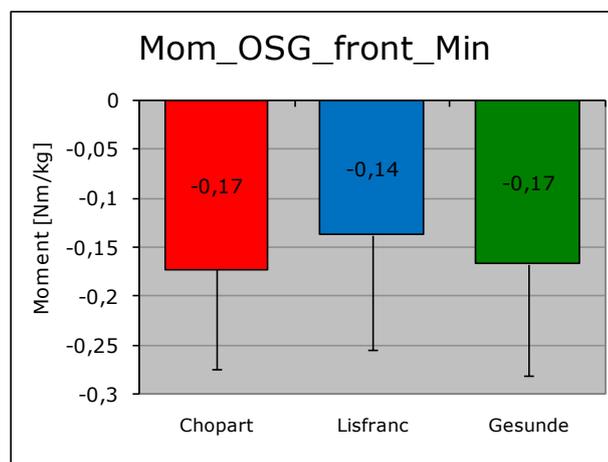


Abb. 5.32: gemittelt Minimum im Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk

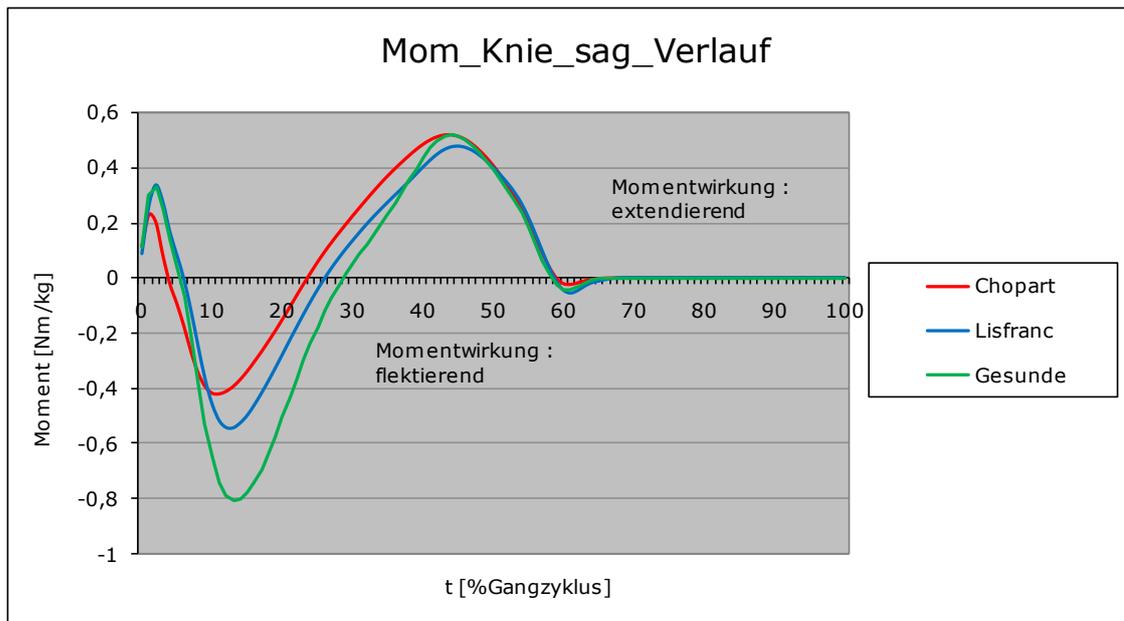


Abb. 5.33: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Die Vergleichsgruppe zeigt im **sagittalen Kniemoment** die größten Extremwerte (Abb. 5.33). Das flektierende Moment befindet sich in der Mittelstandphase. Hier zeigt sich im Extremwert (Mom_Knie_sag_Min, Abb. 5.34) eine hochsignifikante Differenz zwischen Operierten und Vergleichsgruppe, wobei die Chopart-Gruppe den niedrigsten und die Vergleichsgruppe den höchsten Wert aufweisen. Im nachfolgenden Extensionsmoment (Mom_Knie_sag_2.Max, Abb. 5.34) zeigt die Chopart-Gruppe den höchsten Wert, die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.

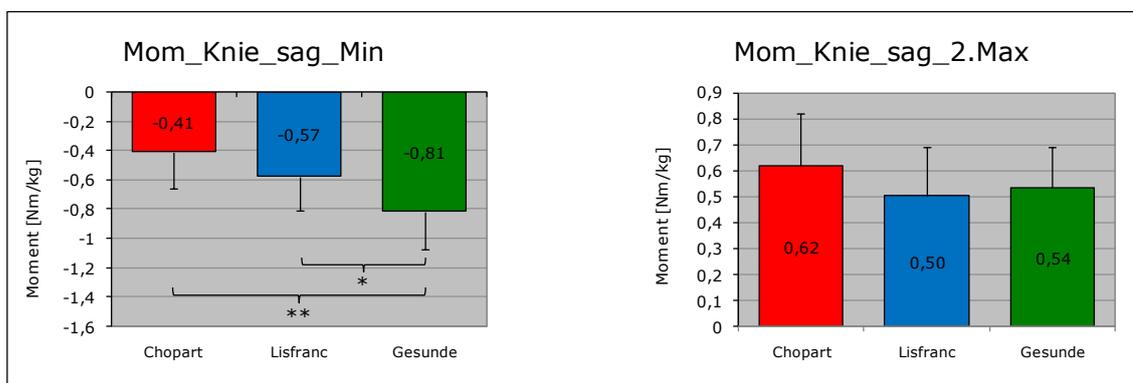


Abb. 5.34: gemitteltetes Minimum und 2. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk

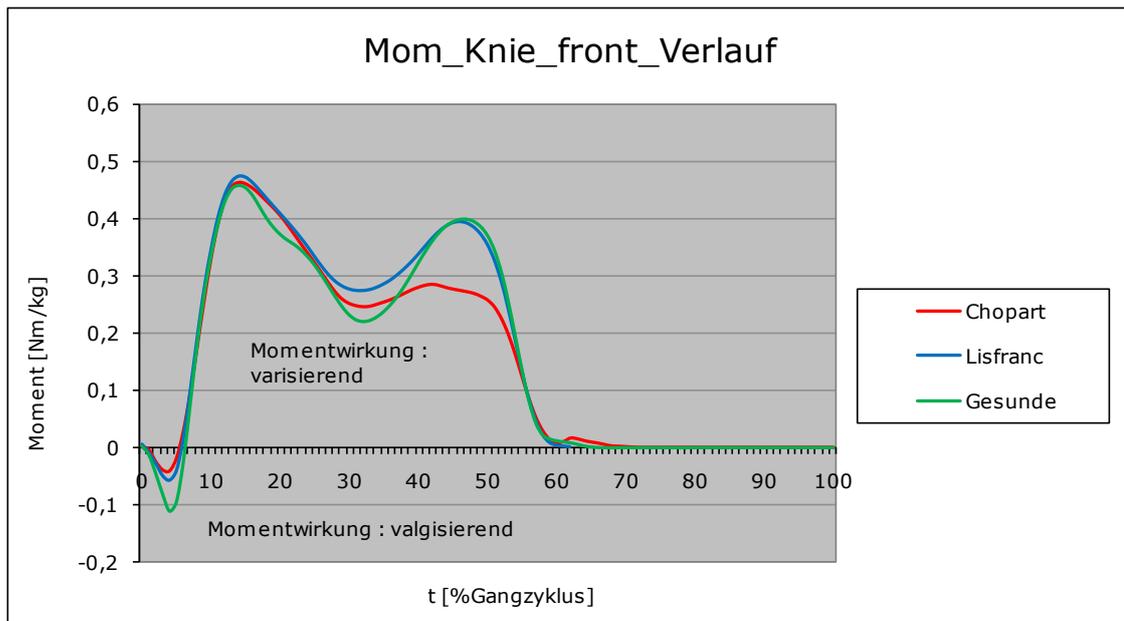


Abb. 5.35: Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des **frontalen Kniemomentes** (Abb. 5.35) zeigen sich im ersten Extremwert (Lastübernahme) des valgierenden Abschnitts (Mom_Knie_front_1.Max, Abb. 5.36) relativ identische Werte unter den Gruppen. Im zweiten Extremwert (Abstoßphase) fällt die Chopart-Gruppe durch einen verfrühten Abfall des valgierenden Momentes auf, was einer Lateralisierung des angreifenden Kraftvektors gleichkommt. Die Unterschiede in den Extremwerten (Mom_Knie_front_2.Max, Abb. 5.36) sind nicht signifikant.

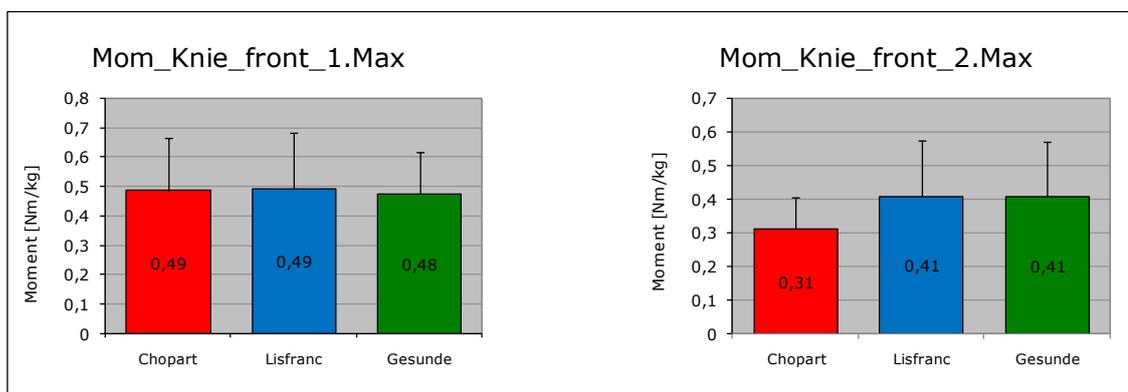


Abb. 5.36: gemitteltetes 1. Maximum, 2. Maximum im Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk

5.3.1.1.3 Kinematische Parameter, Ebene

Relevante Parameter sind der sagittale Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk („**Winkel_OSG**“, Abb. 5.37) und im Knie („**Winkel_Knie**“, Abb. 5.39).

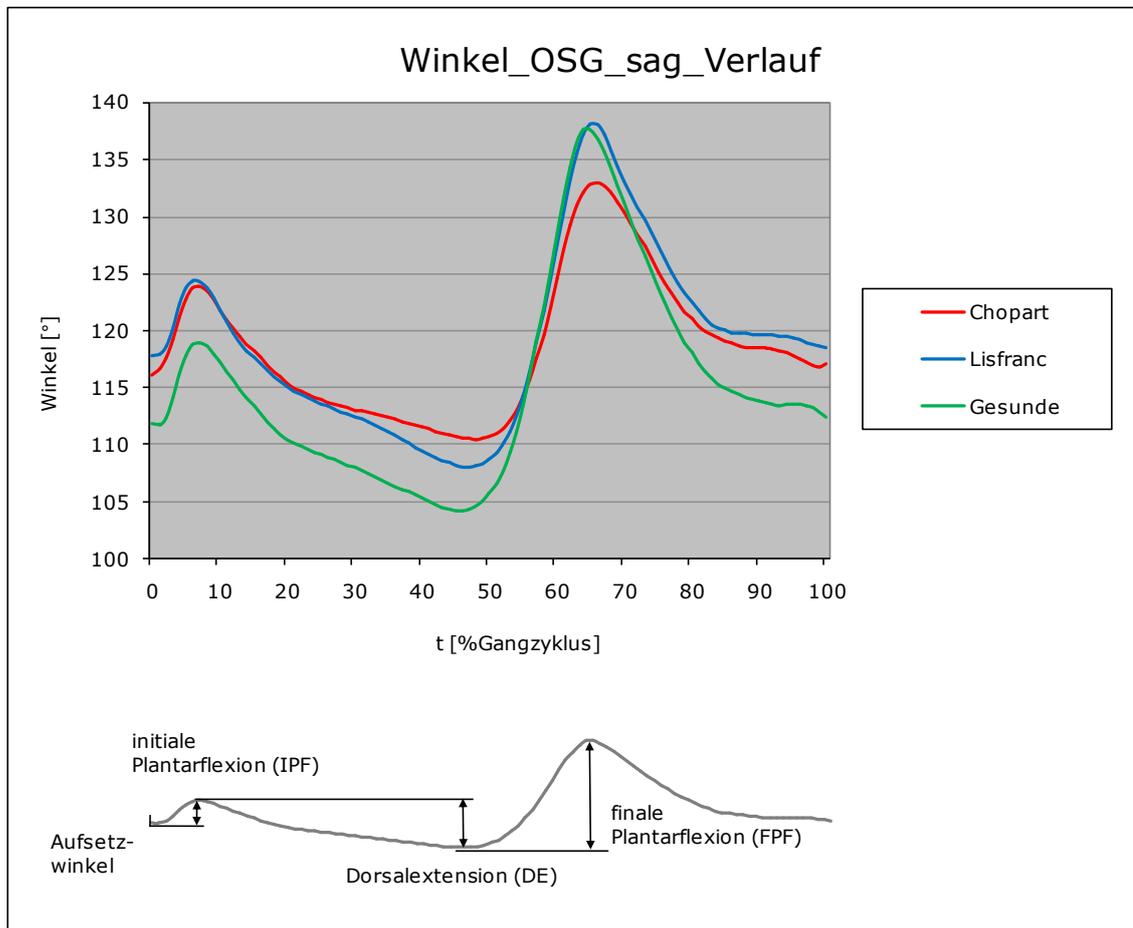


Abb. 5.37: oben: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert; unten: abgeleitete Bewegungsparameter

Im **sagittalen Winkelverlauf des oberen Sprunggelenks** (Abb. 5.37) deutet sich der geringere Bewegungsumfang der Verletzten gegenüber der Vergleichsgruppe in diesem Gelenk an. Im Aufsetzwinkel (Abb. 5.38) zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen Lisfranc- und Vergleichsgruppe. Bei der initialen Plantarflexion (IPF, Abb. 5.38), also der Bewegung von Fersenkontakt bis kompletter Fußauflage, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. Jedoch beginnt diese Bewegung bei der Vergleichsgruppe aus einem wesentlich geringeren Aufsetzwinkel. In der anschließenden Dorsalextension (DE, Abb. 5.38) zeigt die Lisfranc-Gruppe die größte Bewegungsamplitude. Mit der Fersenablösung beginnt die finale Plantarflexion (FPF,

Abb. 5.38), welche sich in der Abstoßphase befindet. Hier ist die Winkeldifferenz der Vergleichsgruppe signifikant größer als bei der Chopart-Gruppe.

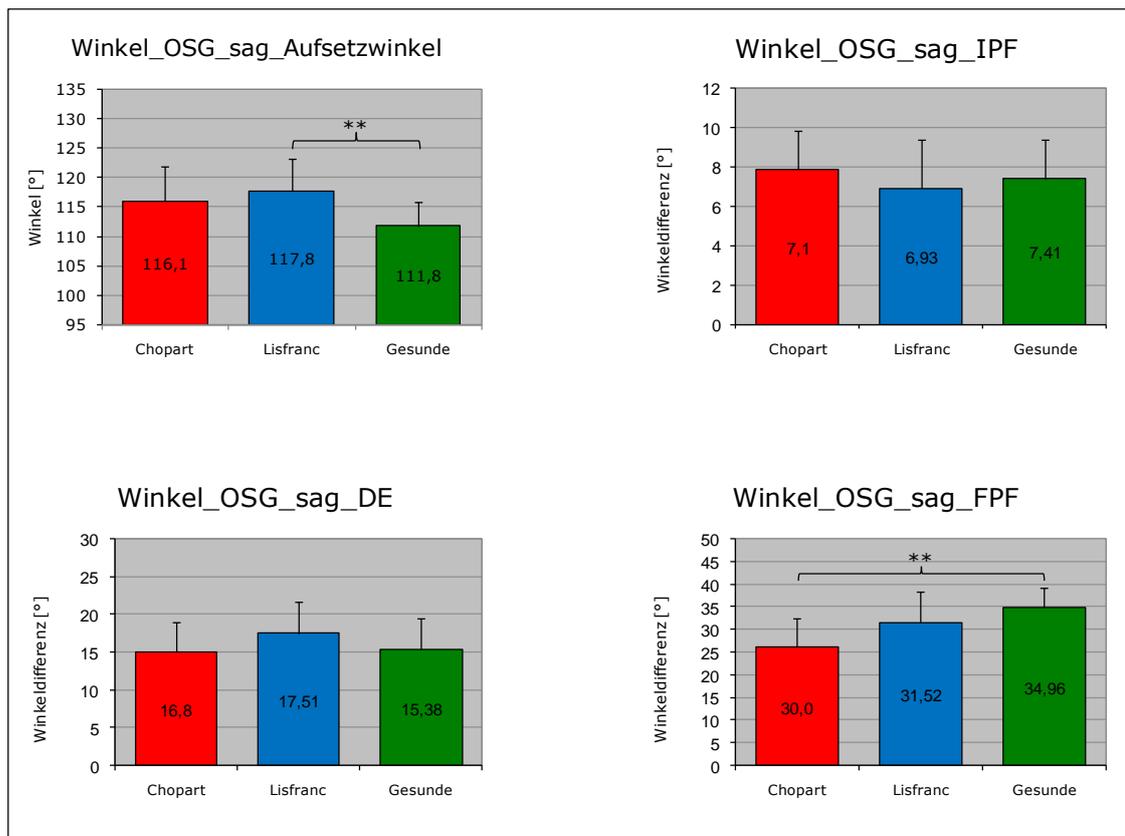


Abb. 5.38: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, initialer Plantarflexion (Winkeldifferenz Aufsetzwinkel/1. Maximum), Dorsalextension (Winkeldifferenz: 1. Maximum/ 1. Minimum) und finaler Plantarflexion (Winkeldifferenz: 1. Minimum/ 2. Maximum) im sagittalen Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk

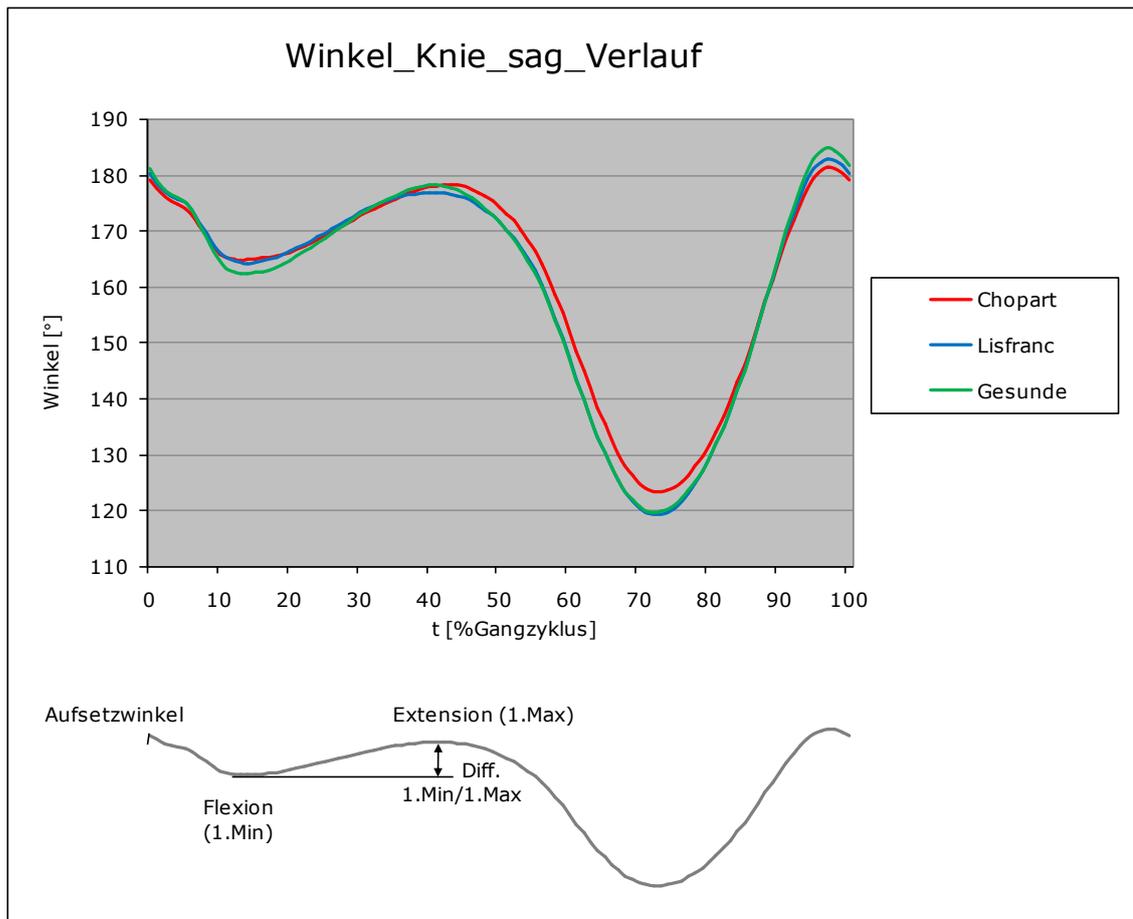


Abb. 5.39: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im sagittalen **Kniewinkelverlauf** (Abb. 5.39) zeigen sich annäherungsweise gleiche Aufsetzwinkel bei allen Gruppen (Winkel_Knie_sag_Aufsetzwinkel, Abb. 5.40). Gegen Ende der Phase der Lastübernahme ist die Vergleichsgruppe im Mittel jedoch mehr flektiert als die Operierten (Winkel_Knie_sag_1.Min, Abb. 5.40). In der maximalen Extension während der Abstoßphase (Winkel_Knie_sag_1.Max, Abb. 5.40) zeigt sich bei der Lisfranc-Gruppe ein niedrigerer Wert als bei der Chopart-Gruppe und der Vergleichsgruppe. Auch in der Winkeldifferenz zwischen maximaler und minimaler Extension während der Standphase (Winkel_Knie_sag_Diff.1.Min/1.Max, Abb. 5.40) liegen bei der Lisfranc-Gruppe die niedrigsten Werte vor. Insgesamt weisen die Messergebnisse relativ hohe Standardabweichungen auf.

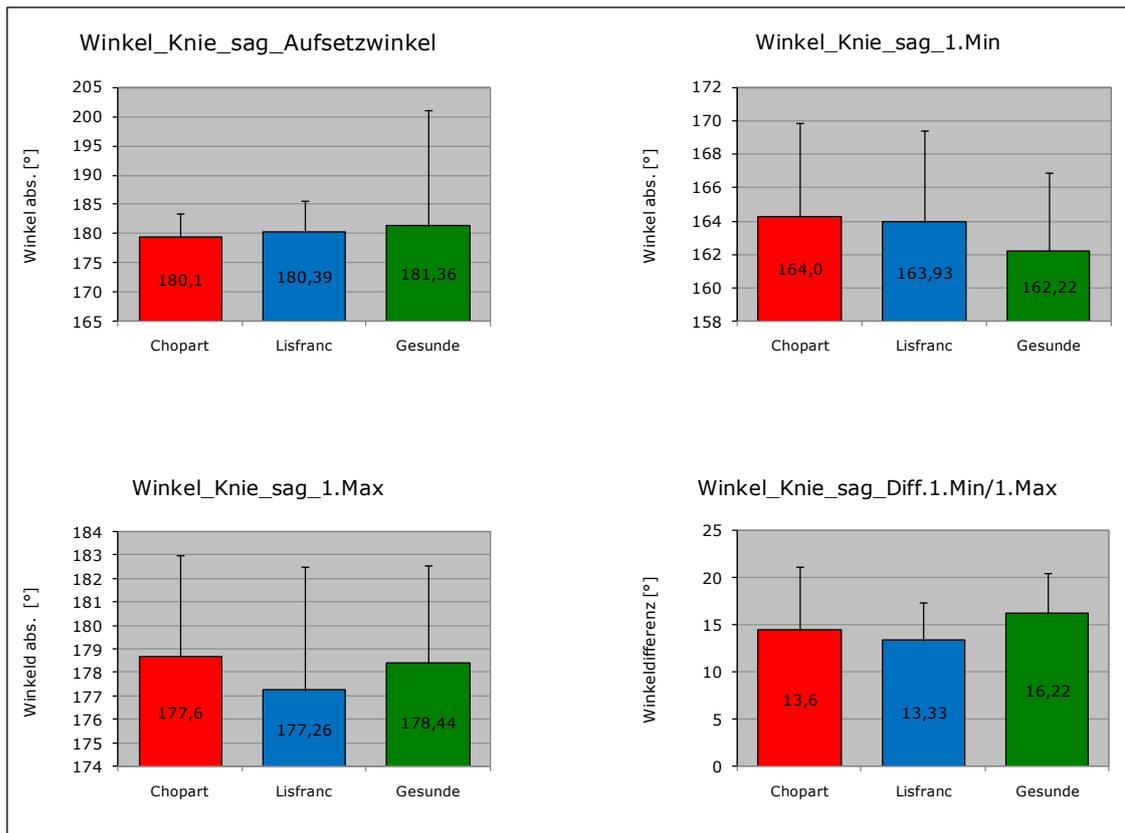


Abb. 5.40: Mittelwerte von: Aufsetzwinkel, 1. Minimum, 1. Maximum und Winkeldifferenz 1. Minimum/ 1. Maximum im sagittalen Winkelverlauf im Kniegelenk

5.3.1.2 Schräge aufwärts gehen

5.3.1.2.1 Zeit-Distanz-Parameter, Schräge aufwärts

Als relevante Parameter werden Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer/ -asymmetrie und Schrittlänge(n)/ -asymmetrievergleichend analysiert und auf Signifikanz geprüft.

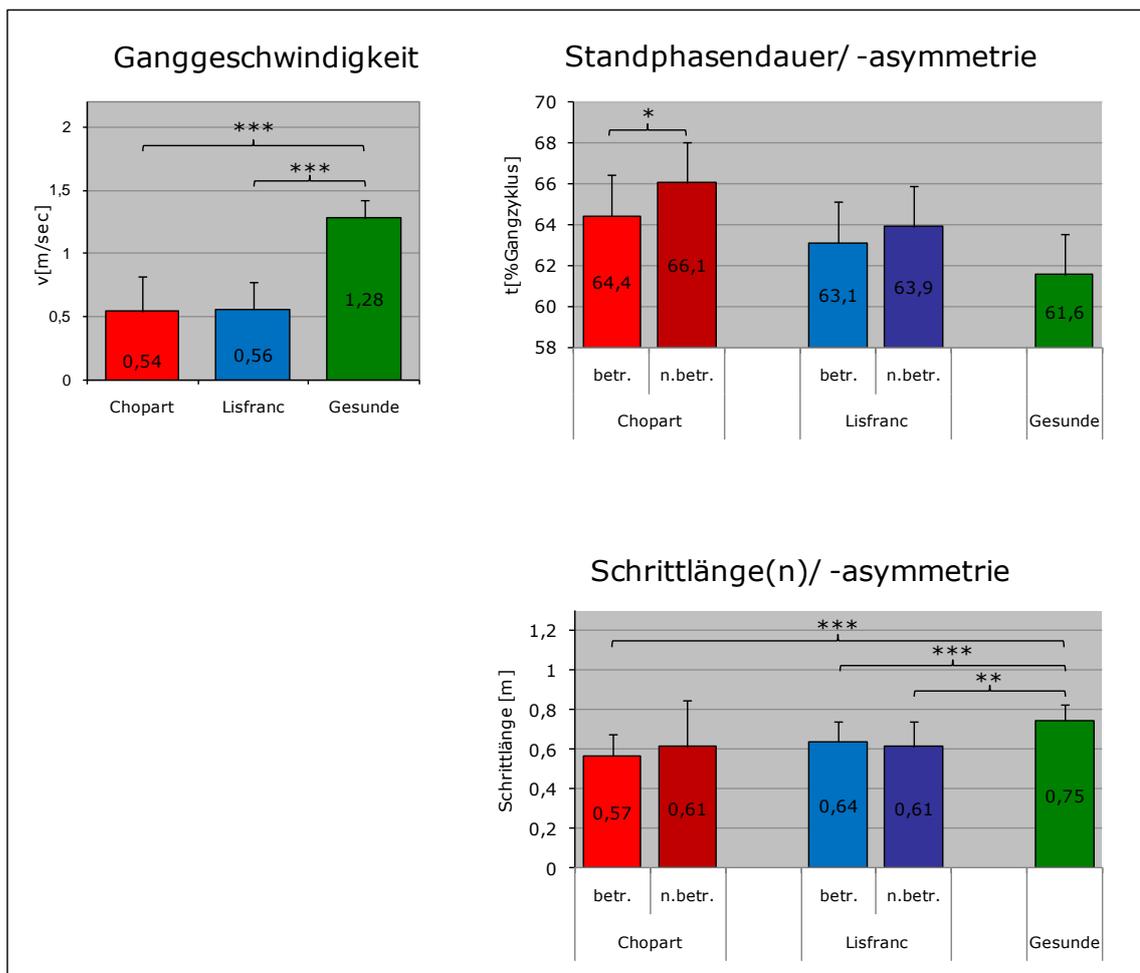


Abb. 5.41: Mittelwerte von Ganggeschwindigkeit, Standphasendauer und Schrittlänge. Bei den zwei letzteren sind betroffene [betr.] und nicht betroffene [n.betr.] Seite für Asymmetrievergleiche nebeneinander aufgetragen; für die Vergleichsgruppe („Gesunde“) wird von Gleichheit beider Beine bezüglich Standphasendauer und Schrittlänge ausgegangen, weshalb diese hier nur einseitig aufgetragen sind

Im Mittel ist die **Ganggeschwindigkeit** (Abb. 5.41) der Chopart-Gruppe sowie der Lisfranc-Gruppe signifikant geringer als die der Vergleichsgruppe. Eine **Standphasenasymmetrie** zeigt sich bei allen Patienten. So ist auf der betroffenen Seite durchgehend eine geringere **Standphasendauer** vorzufinden als auf der nicht betroffenen Seite. Dieser Unterschied ist in der Cho-

part-Gruppe signifikant. Die Vergleichsgruppe zeigt die geringste Standphasendauer (Abb. 5.41). Bei der **Schrittlänge** zeigen sich die signifikanten Unterschiede vor allem zwischen Operierten und Vergleichsgruppe. In der Chopart-Gruppe hat die nicht betroffene Seite die tendenziell höheren Werte, in der Lisfranc-Gruppe die betroffene Seite. Die **Schrittlängenasymmetrie** ist in beiden Operierten-Gruppen nicht signifikant. Bei der Vergleichsgruppe wird von keiner Standphasenasymmetrie bzw. Schrittlängenasymmetrie ausgegangen, da keine verletzte Seite existiert (Abb. 5.41).

5.3.1.2.2 Kinetische Parameter, Schräge aufwärts

Für die Verletzungscharakterisierung relevante kinetische Parameter des ebenen Gehens sind: vertikale Bodenreaktionskraft („**GRF_V**“, Abb. 5.42), anterior-posteriore Bodenreaktionskraft („**GRF_AP**“, Abb. 5.44), mediolaterale Bodenreaktionskraft („**GFR_ML**“, Abb. 5.46), sagittales Moment im oberen Sprunggelenk („**Mom_OSG_sag**“, Abb. 5.48), frontales Moment im oberen Sprunggelenk („**Mom_OSG_front**“, Abb. 5.50), sagittales Moment im Kniegelenk („**Mom_KNIE_sag**“, Abb. 5.52), frontales Moment im Kniegelenk („**Mom_KNIE_front**“, Abb. 5.54).

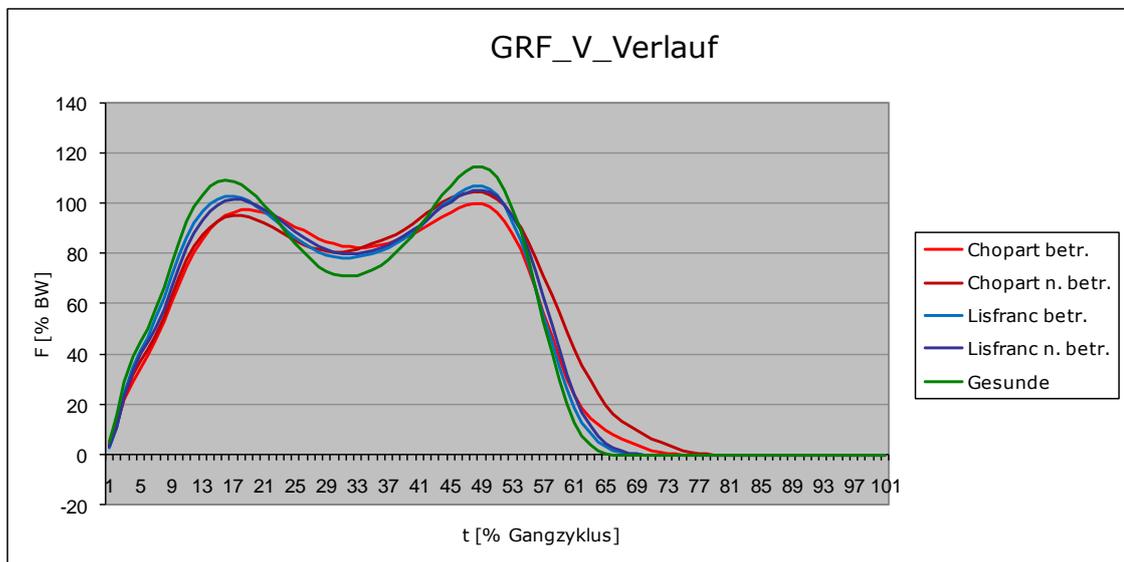


Abb. 5.42: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf der **vertikalen Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.42) zeigt die Vergleichsgruppe den dynamischsten Verlauf. Während der Lastübernahme zeigen sich in den Extremwerten (GRF_V_1.Max, Abb. 5.43) allein zwischen der nicht betroffenen Seite der Lisfranc-Gruppe und der Vergleichsgruppe signifikante Unterschiede. Bei den Extremwerten (GRF_V_Min, Abb. 5.43) im Bereich der Mittelstandphase zeigen sich keine signifikanten Unterschiede, die Vergleichsgruppe weist jedoch tendenziell geringere Werte auf. Ein signifikanter Unterschied besteht im zweiten Maximum (GRF_V_2.Max, Abb. 5.43) zwischen betroffener Seite der Chopart-Gruppe und der Vergleichsgruppe. Hier weist die Vergleichsgruppe ein tendenziell höheres Moment

auf, als beide Operierten-Gruppen. Dieser Extremwert liegt in der Abstoßphase.

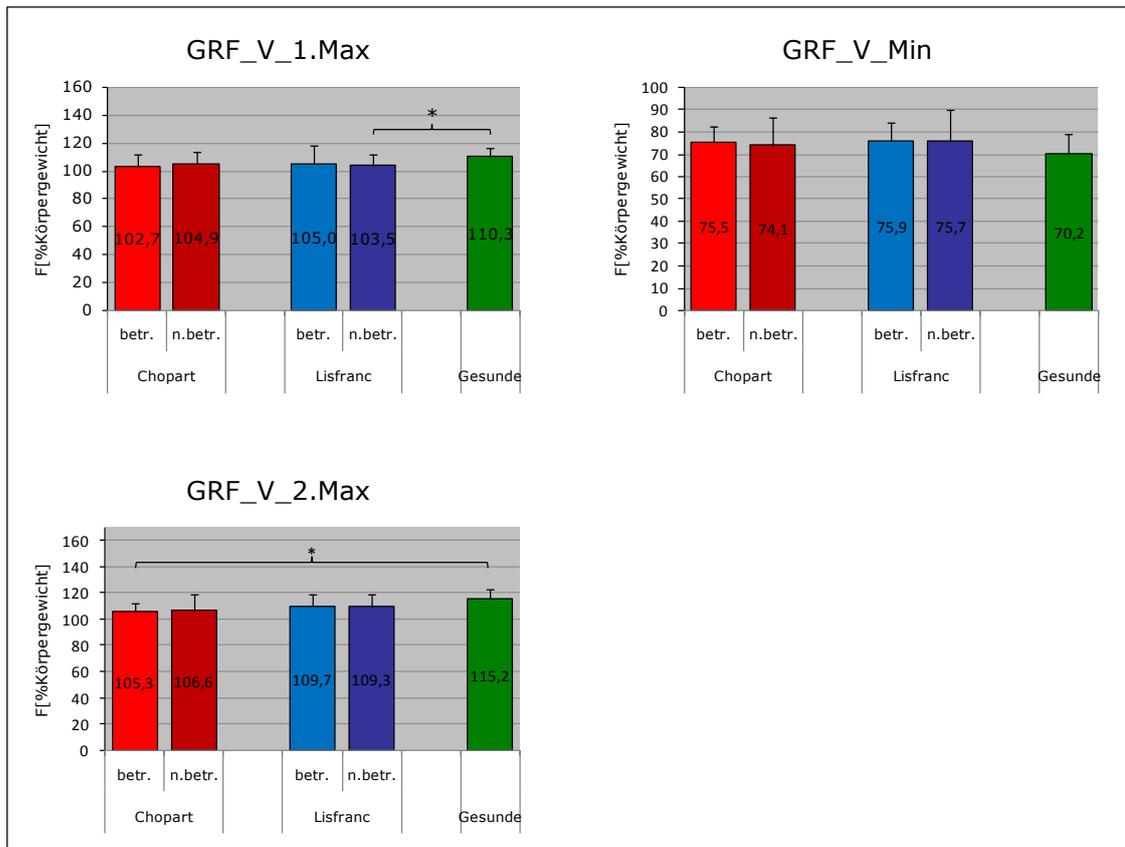


Abb. 5.43: Mittelwerte von 1. Maximum, Minimum und 2. Maximum im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft

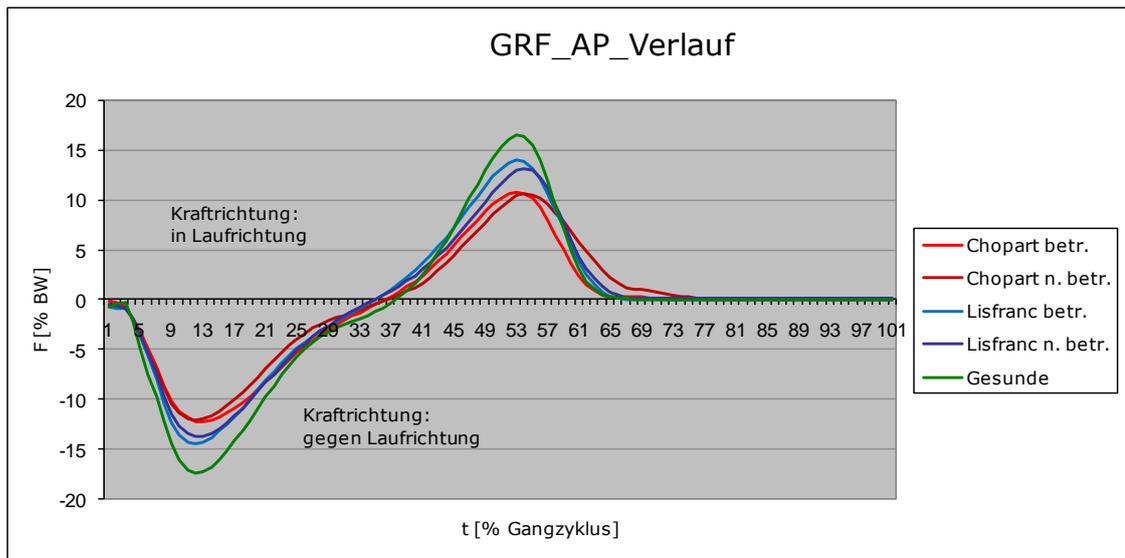


Abb. 5.44: Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf der **anterior-posterioren Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.44) zeigen alle Operierten zu Beginn der Lastübernahme, im bremsend wirkenden Minimum (GRF_AP_Min, Abb. 5.45), signifikant kleinere Werte als die Vergleichsgruppe. Auch innerhalb von Chopart- und Lisfranc-Gruppe weist die nicht betroffene Seite betraglich signifikant geringere Werte auf. Während der Abstoßphase, im beschleunigend wirkenden Maximum (GRF_AP_Max, Abb. 5.45), zeigt die Vergleichsgruppe tendenziell die größten Werte. Die Werte der betroffenen Seite der Chopart-Gruppe sind signifikant kleiner als die der Vergleichsgruppe.

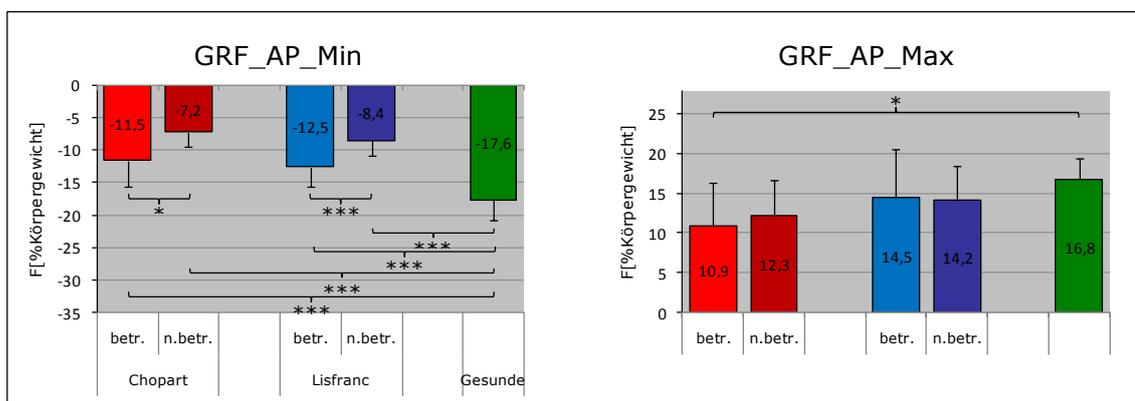


Abb. 5.45: gemittelt Minimum und Maximum im Verlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft

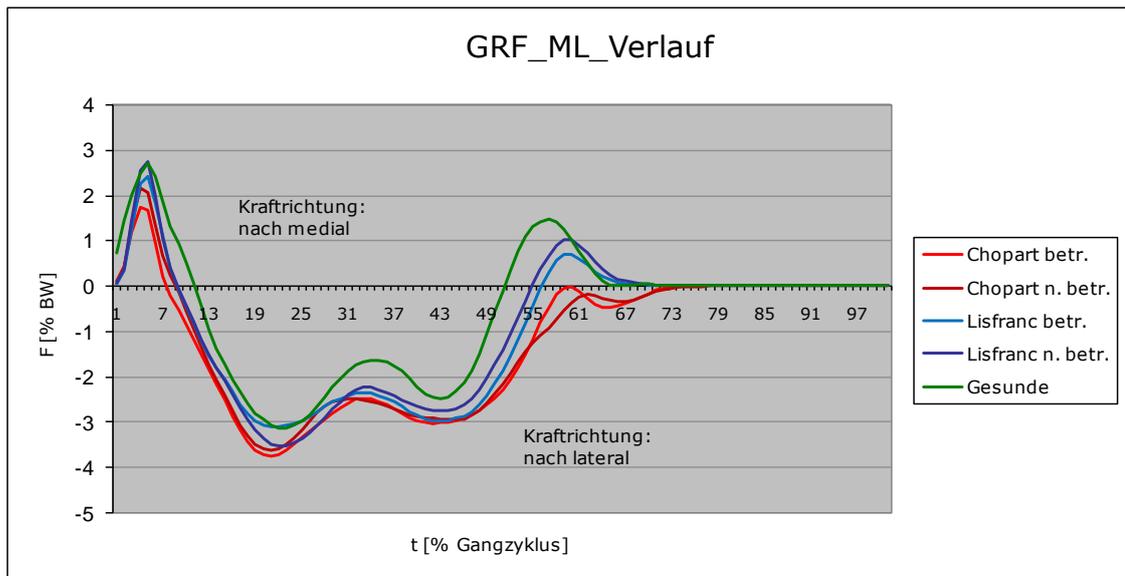


Abb. 5.46: Verlauf der mediolateralen Bodenreaktionskraft auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf der **mediolateralen Bodenreaktionskraft** (Abb. 5.46) zeigt sich, dass im Bereich des medial wirkenden Kraftmaximums (GRF_ML_Max, Abb. 5.47) bei der Chopart-Gruppe tendenziell die geringsten Kräfte wirken. Während der Mittelstandphase weist die Chopart-Gruppe hingegen tendenziell die betraglich stärksten lateral wirkenden Kräfte (GRE_ML_Min, Abb. 5.47) auf.

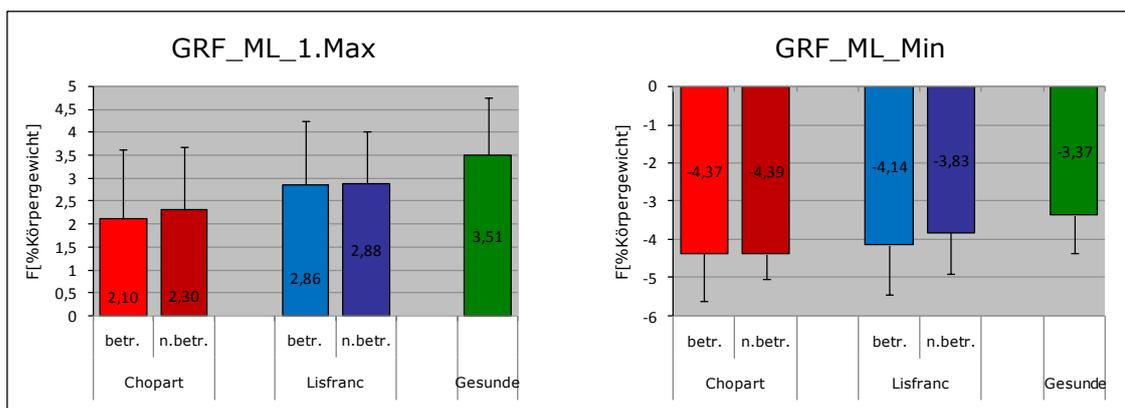


Abb. 5.47: gemitteltetes 1. Maximum und Minimum im Verlauf der mediolateralen Bodenreaktionskraft

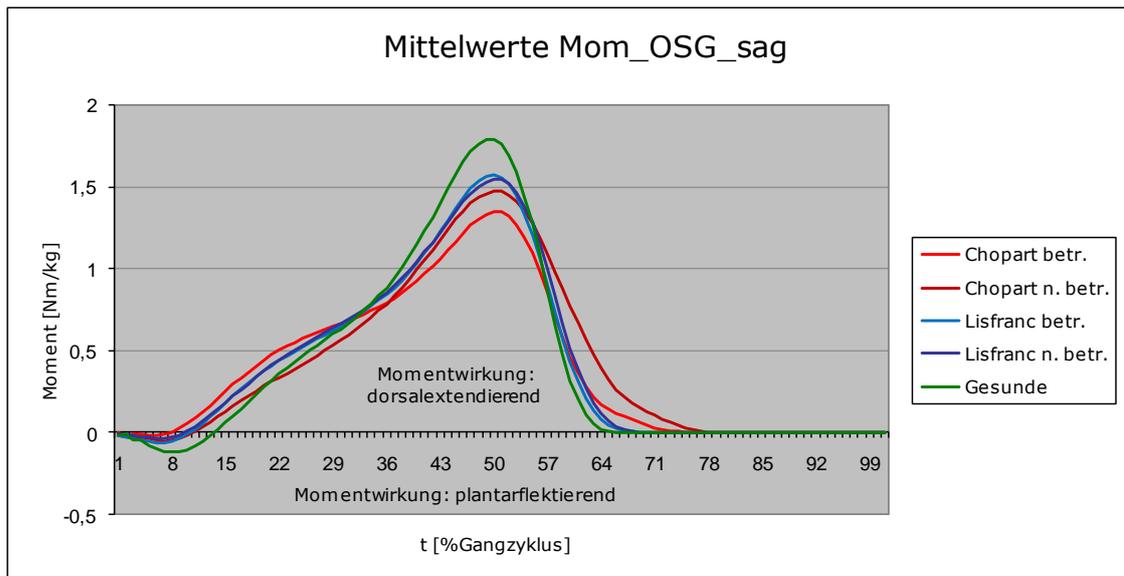


Abb. 5.48: Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des **sagittalen Sprunggelenksmoments** (Abb. 5.48) fällt auf, dass die Vergleichsgruppe sowohl im plantarflektierenden Minimum (Mom_OSG_sag_Min, Abb. 5.49) als auch im nachfolgenden dorsalextendierenden Maximum (Mom_OSG_sag_Max, Abb. 5.49) die höchsten Werte aufweist. Die Chopart-Gruppe zeigt in beiden Extremwerten betraglich die niedrigsten Werte und weist mit der betroffenen Seite signifikante Unterschiede zur Vergleichsgruppe auf. Dagegen zeigt sich bei der Lisfranc-Gruppe zwischen nicht betroffener Seite und Vergleichsgruppe ein signifikanter Unterschied im Minimum. Im Maximum ist zudem ein signifikanter Unterschied innerhalb der Chopart-Gruppe zwischen betroffener und nicht betroffener Seite zu finden.

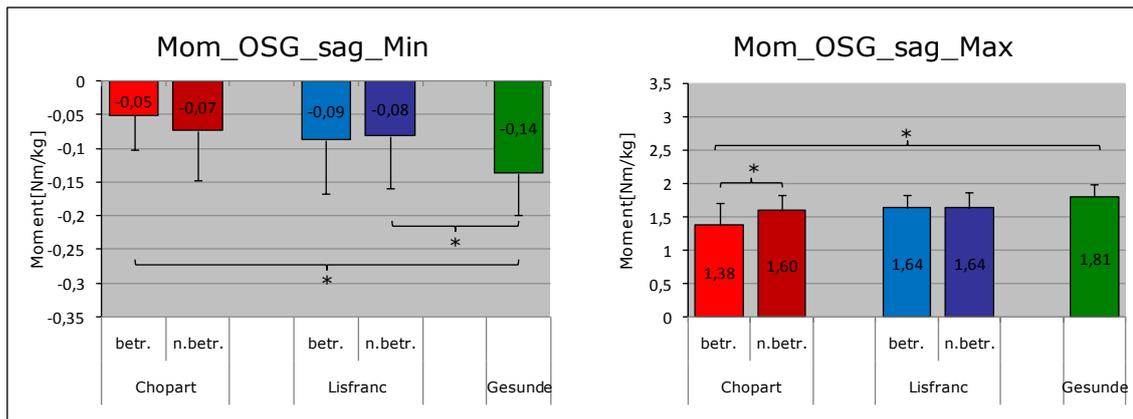


Abb. 5.49: gemitteltetes Minimum und Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im oberen Sprunggelenk

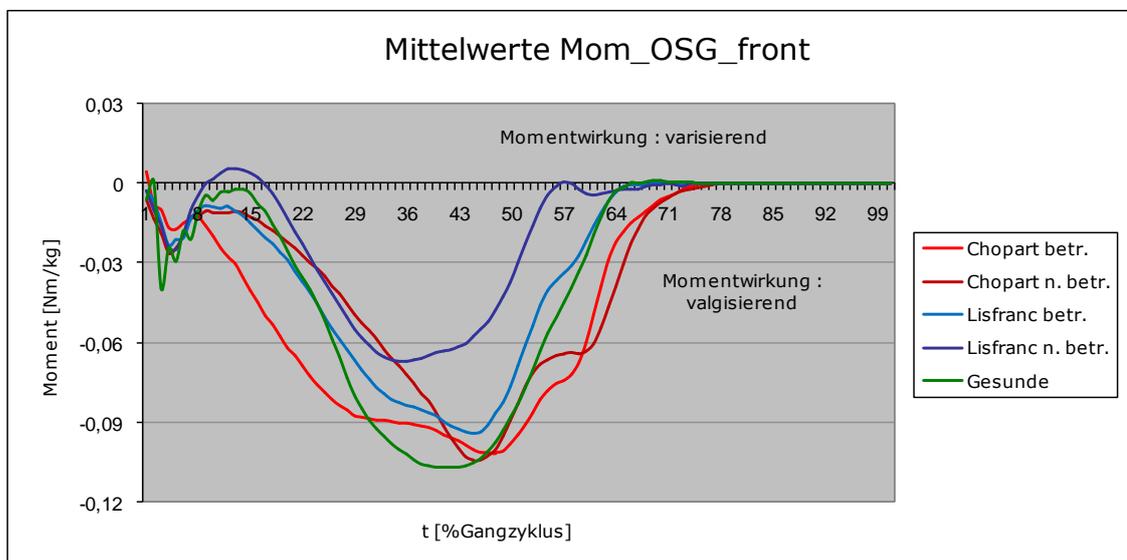


Abb. 5.50: Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im **frontalen Sprunggelenksmomentverlauf** (Abb. 5.50) zeigen sich sehr ungleichmäßige und heterogene Momentverläufe unter den einzelnen Gruppen. Im valgusierend wirkenden Minimum (Mom_OSG_front_2.Min, Abb. 5.51) finden sich innerhalb von Chopart- und Lisfranc-Gruppe markante Differenzen zwischen betroffener und nicht betroffener Seite. Die nicht betroffenen Seiten weisen ein signifikant geringeres valgusierendes Moment auf als die betroffenen Seiten. Auch die Vergleichsgruppe weist ein signifikant stärkeres valgusierendes Moment als erstere auf. Das valgusierend wirkende Extremum (Mom_OSG_front_2.Min, Abb. 5.51) befindet sich in Mitte der Abstoßphase (ca. 30–60% Gangzyklus).

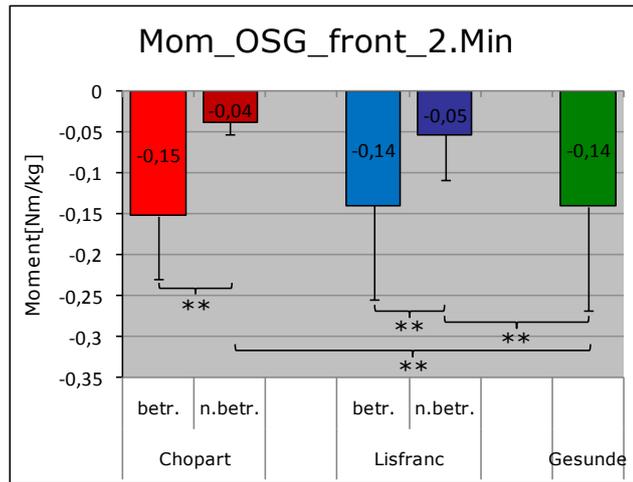


Abb. 5.51: Mittelwerte des 2. Minimums im Verlauf des frontalen Moments im oberen Sprunggelenk

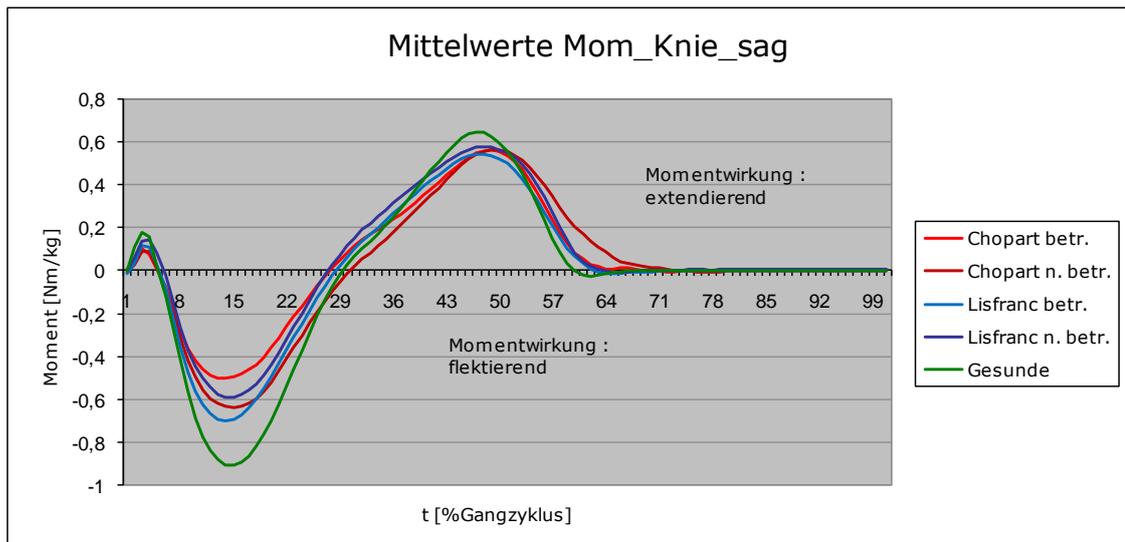


Abb. 5.52: Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Die Vergleichsgruppe zeigt im **sagittalen Kniemoment** den dynamischsten Verlauf (Abb. 5.52). Das flektierende Moment befindet sich in der Mittelstandphase. Hier zeigt sich im Extremwert (Mom_Knie_sag_Min, Abb. 5.53) eine signifikante Differenz zwischen Operierten und Vergleichsgruppe, wobei betraglich die Chopart-Gruppe den niedrigsten und die Vergleichsgruppe den höchsten Wert aufweisen. Im nachfolgenden extendierend wirkenden Moment (Mom_Knie_sag_2.Max, Abb. 5.53) zeigt die betroffene Seite der Lisfranc-Gruppe zusammen mit der Vergleichsgruppe den höchsten Wert, die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.

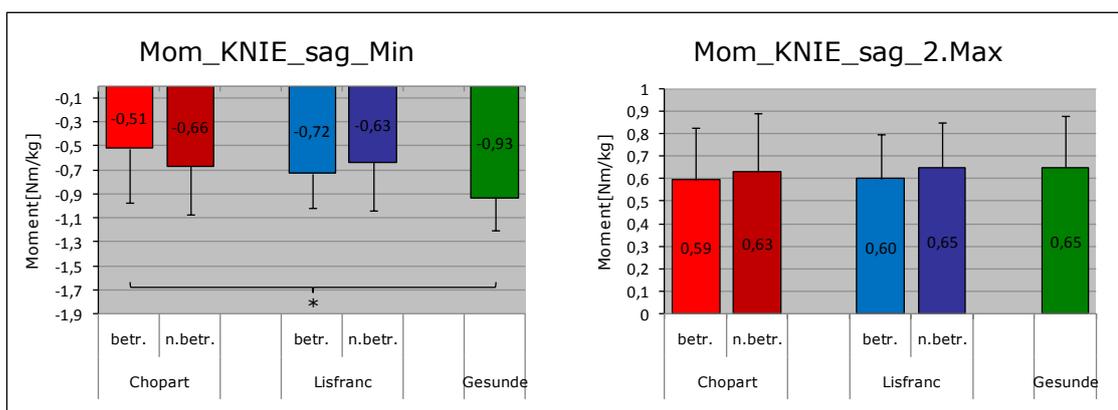


Abb. 5.53: gemitteltetes Minimum und 2. Maximum im Verlauf des sagittalen Moments im Kniegelenk

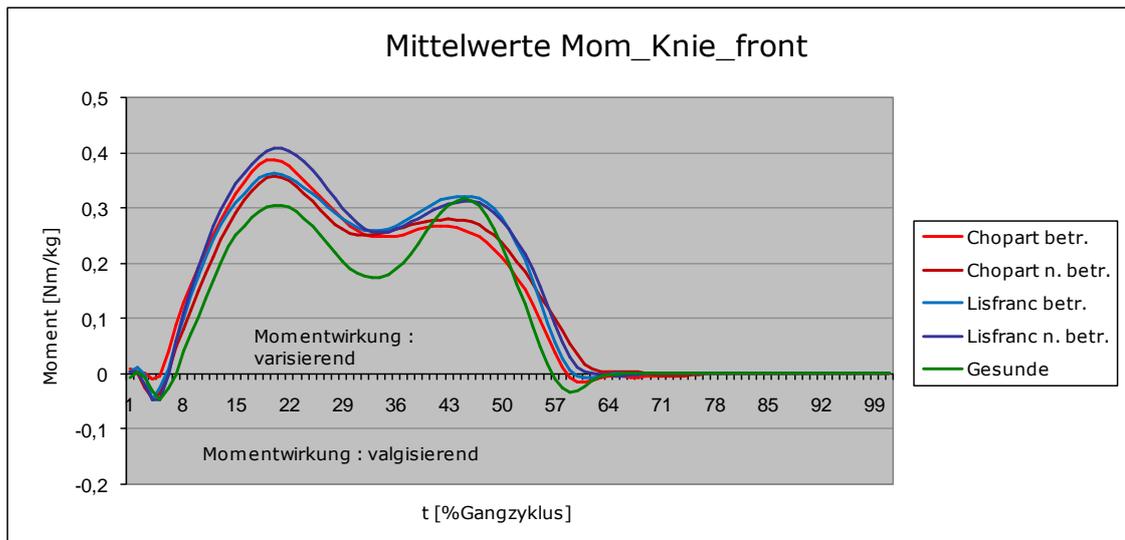


Abb. 5.54: Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im Verlauf des **frontalen Kniemomentes** (Abb. 5.54) zeigen sich im ersten Extremwert des valgisierenden Abschnitts (Mom_Knie_front_1.Max, Abb. 5.55) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Vergleichsgruppe weist jedoch tendenziell den niedrigsten Wert auf. Im zweiten Extremwert (Mom_Knie_front_2.Max, Abb. 5.55) sind signifikante Unterschiede innerhalb der Gruppen zwischen betroffener und nicht betroffener Seite zu finden. Die nicht betroffenen Seiten fallen durch ein Moment auf, das auch tendenziell höher ist als das der Vergleichsgruppe.

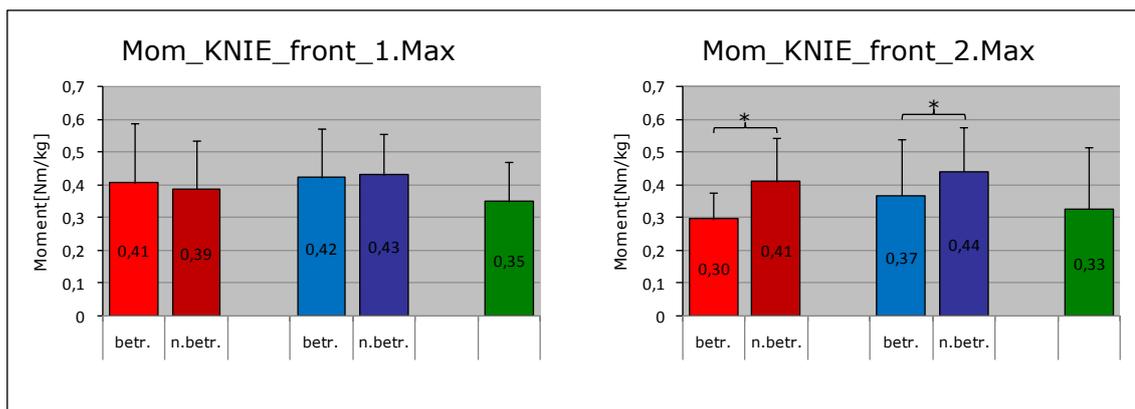


Abb. 5.55: gemitteltetes 1. und 2. Maximum im Verlauf des frontalen Moments im Kniegelenk

5.3.1.2.3 Kinematische Parameter, Schräge aufwärts

Relevante Parameter sind der sagittale Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk („**Winkel_OSG**“, Abb. 5.56, Abb. 5.57) und im Knie („**Winkel_Knie**“, Abb. 5.58, Abb. 5.59).

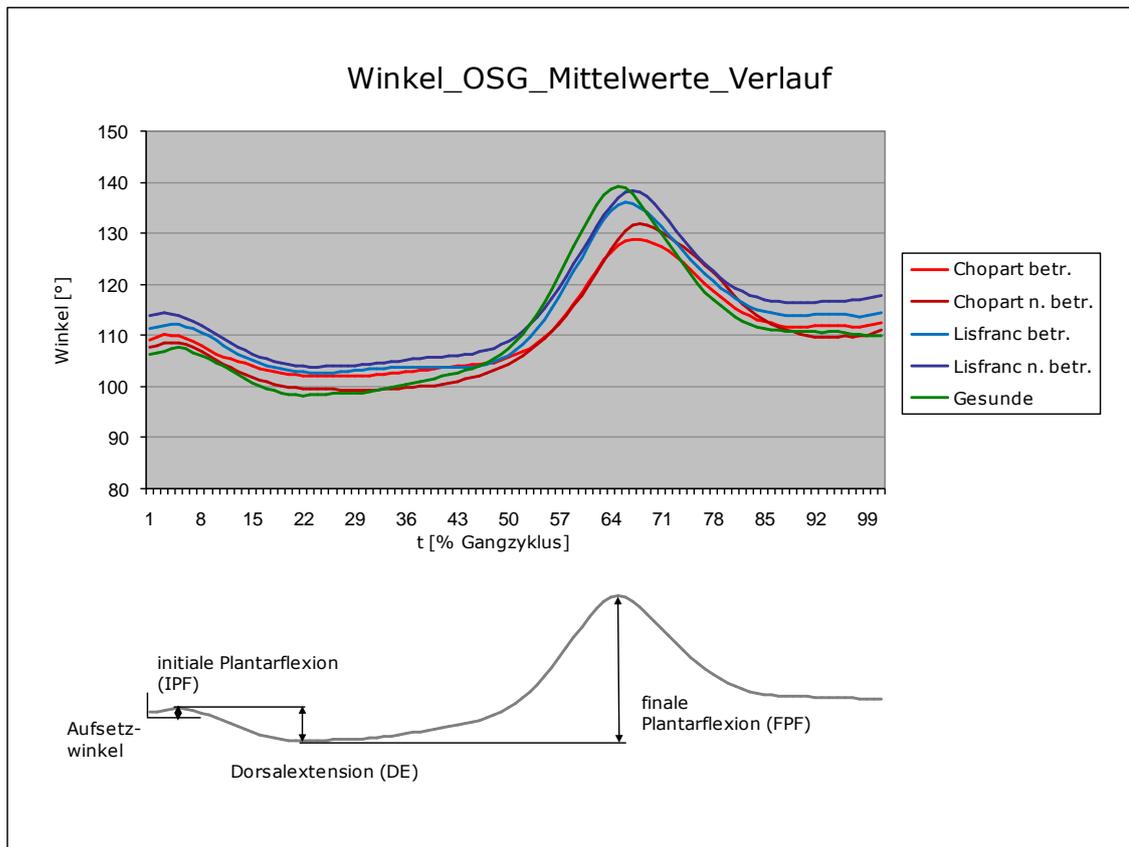


Abb. 5.56: sagittaler Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Sagittaler Winkelverlauf des oberen Sprunggelenks (Abb. 5.56): Die Lisfranc-Gruppe zeigt einen signifikant höheren Aufsetzwinkel (berührt den Boden mit einem stärker plantarflektierten Fuß) als die Vergleichsgruppe. Innerhalb der Lisfranc-Gruppe weist die nicht betroffene Seite einen signifikant höheren Aufsetzwinkel, als die nicht betroffene Seite auf. Ersterer ist auch signifikant höher als der bei der betroffenen Seite der Chopart-Gruppe. In der Chopart-Gruppe verhalten sich betroffene und nicht betroffene Seite tendenziell entgegengesetzt zur Lisfranc-Gruppe. Bei der initialen Plantarflexion (IPF, Abb. 5.57) zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. In der anschließenden Dorsalextension (DE, Abb. 5.57) zeigt die nicht betroffene Seite der Lisfranc-Gruppe eine signifikant größere Winkeldifferenz als die

Vergleichsgruppe. Innerhalb der Chopart-Gruppe sind die Unterschiede signifikant. Mit Fersenablösung beginnt die finale Plantarflexion (FPF, Abb. 5.57). Hier ist die Winkeldifferenz der Vergleichsgruppe sowie der nicht betroffenen Seite der Chopart-Gruppe signifikant größer als die der betroffenen Seite der Chopart-Gruppe.

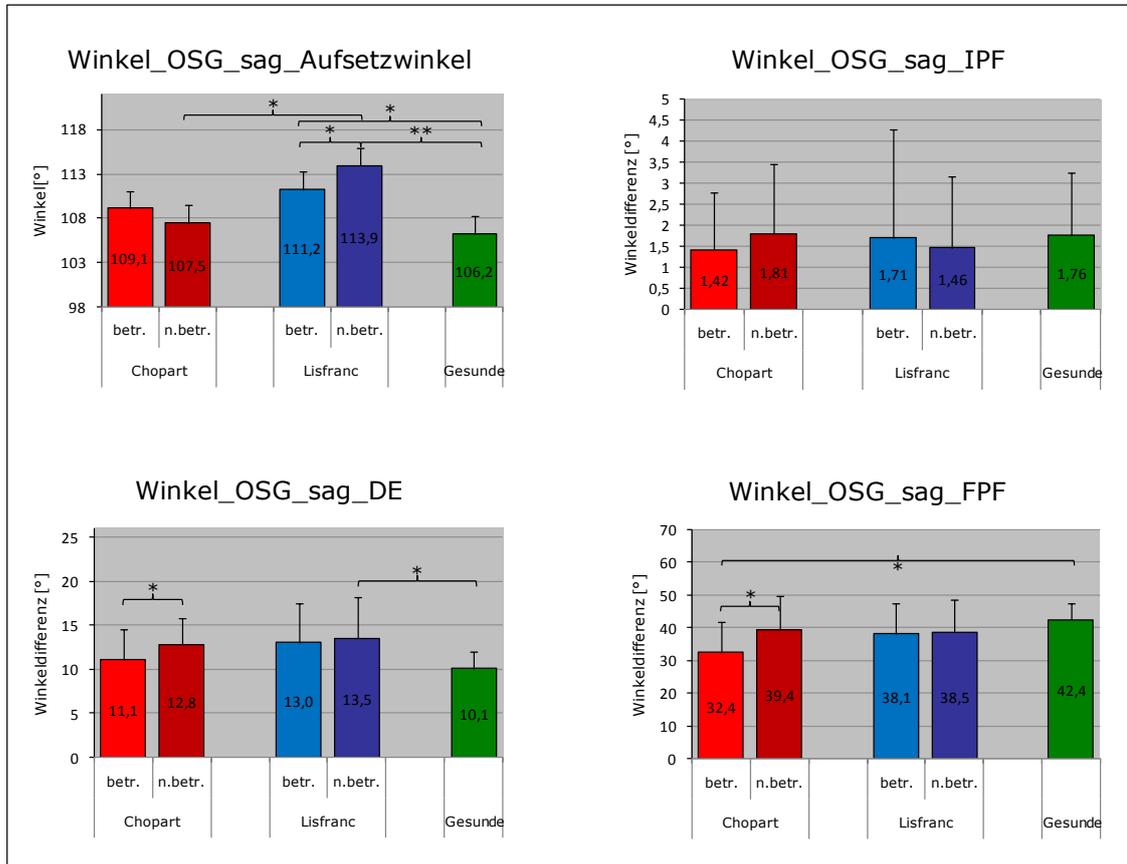


Abb. 5.57: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, initialer Plantarflexion (Winkeldifferenz Aufsetzwinkel/1. Maximum), Dorsalextension (Winkeldifferenz: 1. Maximum/ 1. Minimum), finaler Plantarflexion (Winkeldifferenz: 1. Minimum/ 2. Maximum) im sagittalen Winkelverlauf im oberen Sprunggelenk

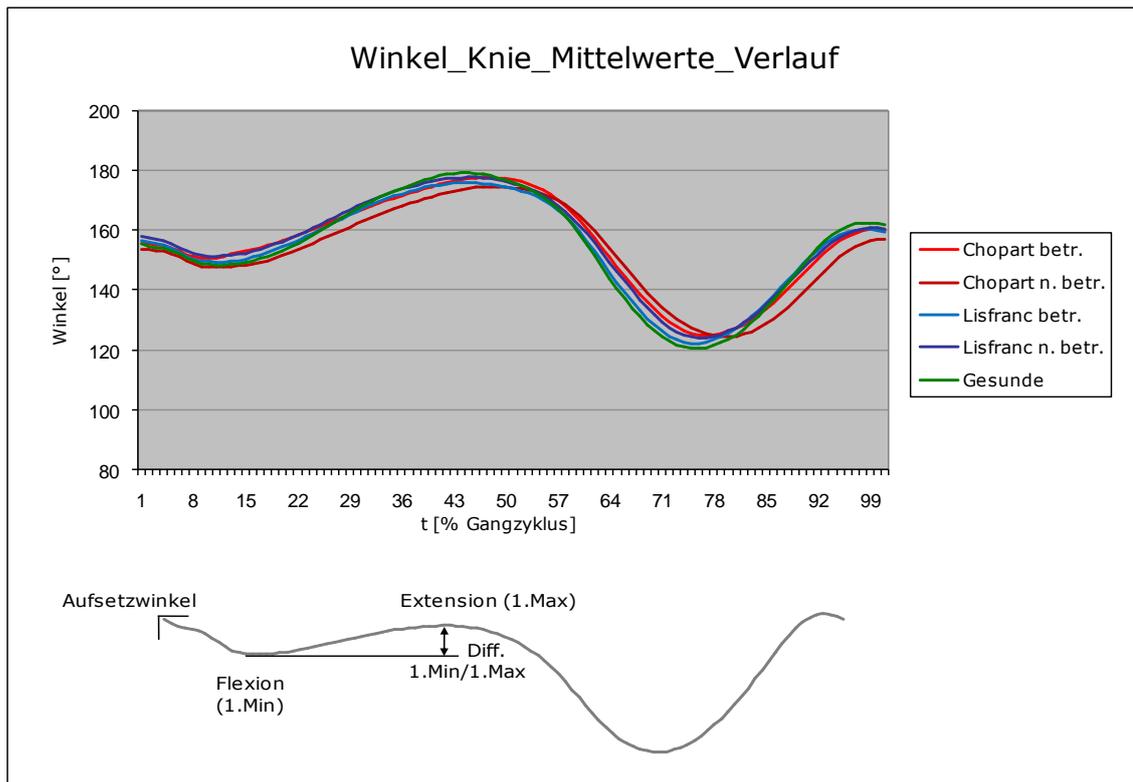


Abb. 5.58: sagittaler Winkelverlauf im Kniegelenk auf 100% eines Gangzyklus normiert

Im sagittalen **Kniewinkelverlauf** (Abb. 5.58) sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen vorhanden. Es liegen insgesamt recht hohe Standardabweichungen vor. In der Chopart-Gruppe liegen die Werte von der betroffenen Seite tendenziell über denen der nicht betroffenen Seite. Bei der Lisfranc-Gruppe ist es entgegengesetzt (Winkel_Knie_sag_Aufsetzwinkel, Winkel_Knie_sag_1.Min, Winkel_Knie_sag_1.Max, Abb. 5.59). In der maximalen Extension während der Abstoßphase (Winkel_Knie_sag_1.Max, Abb. 5.59) zeigt sich der niedrigste Wert bei der Chopart-Gruppe auf der nicht betroffenen Seite. In der Winkeldifferenz zwischen maximaler und minimaler Extension (Winkel_Knie_sag_Diff.1.Min/1.Max, Abb. 5.59) sind die Werte zwischen den Gruppen relativ identisch.

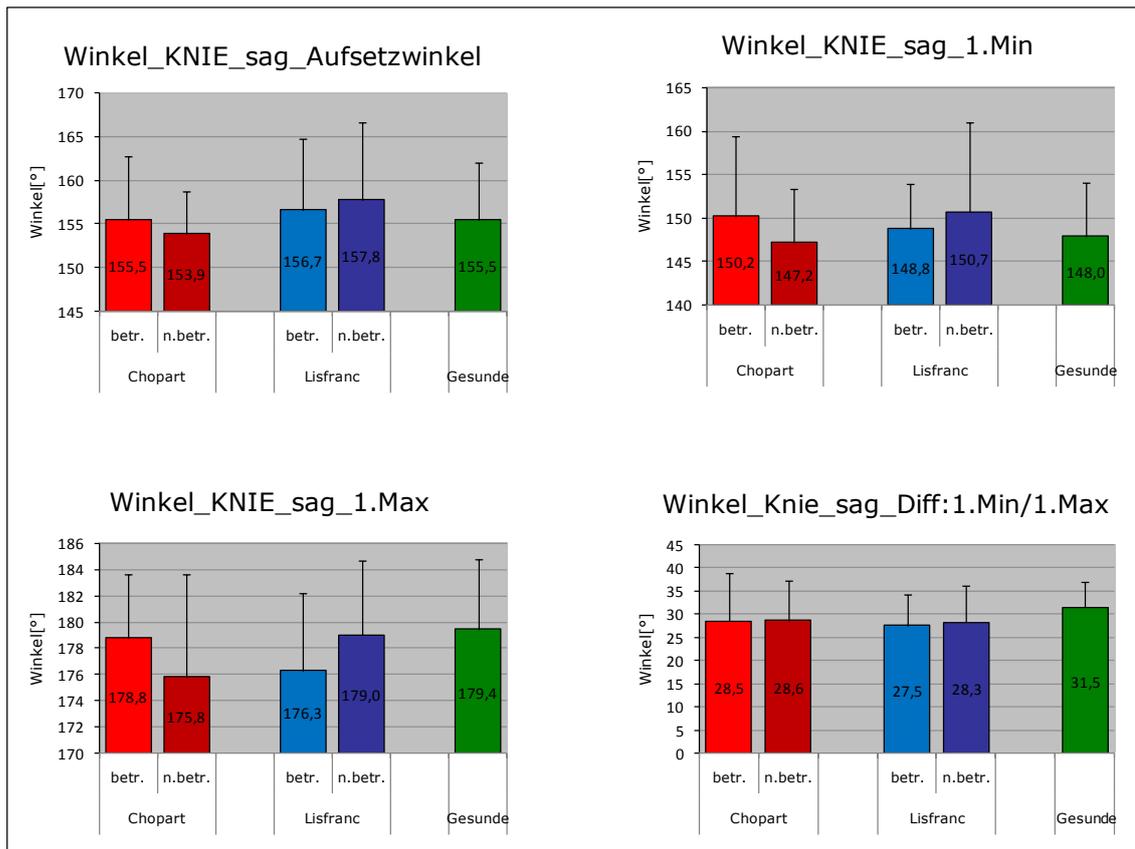


Abb. 5.59: Mittelwerte von Aufsetzwinkel, 1. Minimum, 1. Maximum und Winkeldifferenz 1. Minimum/ 1. Maximum im sagittalen Winkelverlauf im Kniegelenk

5.3.2 Fußmorphologie (Blauabdruck)

Im Folgenden werden die geometrisch ermittelten **Ballen-Rist-Verhältnisse** von einem **statisch** und von einem **dynamisch** angefertigten Blauabdruck dargestellt. Sowohl beim statisch als auch beim dynamisch erhobenen Fußabdruck zeigt sich auf allen betroffenen Seiten ein tendenziell niedrigeres Ballen-Rist-Verhältnis, also ein niedrigeres Fußgewölbe (Abb. 5.60).

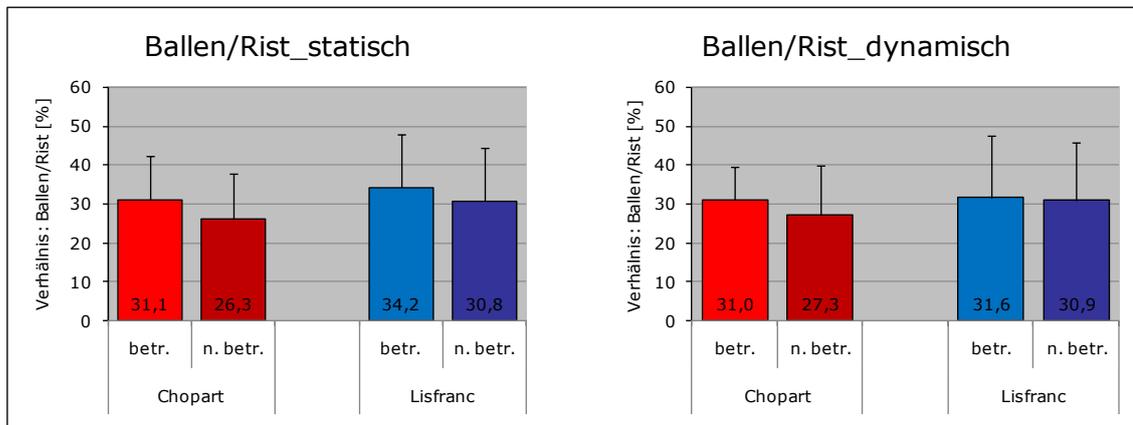


Abb. 5.60: gemittelte Ballen-Rist-Verhältnisse in Abhängigkeit von der Verletzungsart, gruppiert nach betroffener und nicht betroffener Seite; statisch (Ballen/Rist_statisch) und dynamisch (Ballen/Rist_dynamisch) erhoben

Mittels des **Chippaux-Smirak-Index (CSI)** wird die Fußgewölbehöhe der 29 nachuntersuchten Patienten charakterisiert. Folgende Einteilung der Ergebnisse ist mittels des CSI möglich:

- 0% hohes Fußgewölbe
- 0.1% - 29.9% morphologisch normales Fußgewölbe
- 30% - 39.9% mittelhohes Fußgewölbe
- 40% - 44.9% niedriges Fußgewölbe
- ≥45% morphologisches Plattfußgewölbe

Für weitere Information siehe Kapitel 4.4.3.

In der statischen Analyse zeigt sich bei der Chopart-Gruppe beidseits in 50% ein „morphologisch normaler Fußindex“. Bei der Lisfranc-Gruppe ist dieser Anteil geringer. In der nächst niedrigeren Klasse „mittelhohes Fußgewölbe“ ist in der Lisfranc-Gruppe ein höherer Anteil als bei der Chopart-Gruppe zu finden. In der statischen Analyse wurde ein Fall mit morphologi-

schem Plattfußgewölbe beobachtet. Die niedrigste Klasse „morphologisches Plattfußgewölbe“ ist in beiden Gruppe vor allem auf der betroffenen Seite zu finden (Abb. 5.61).

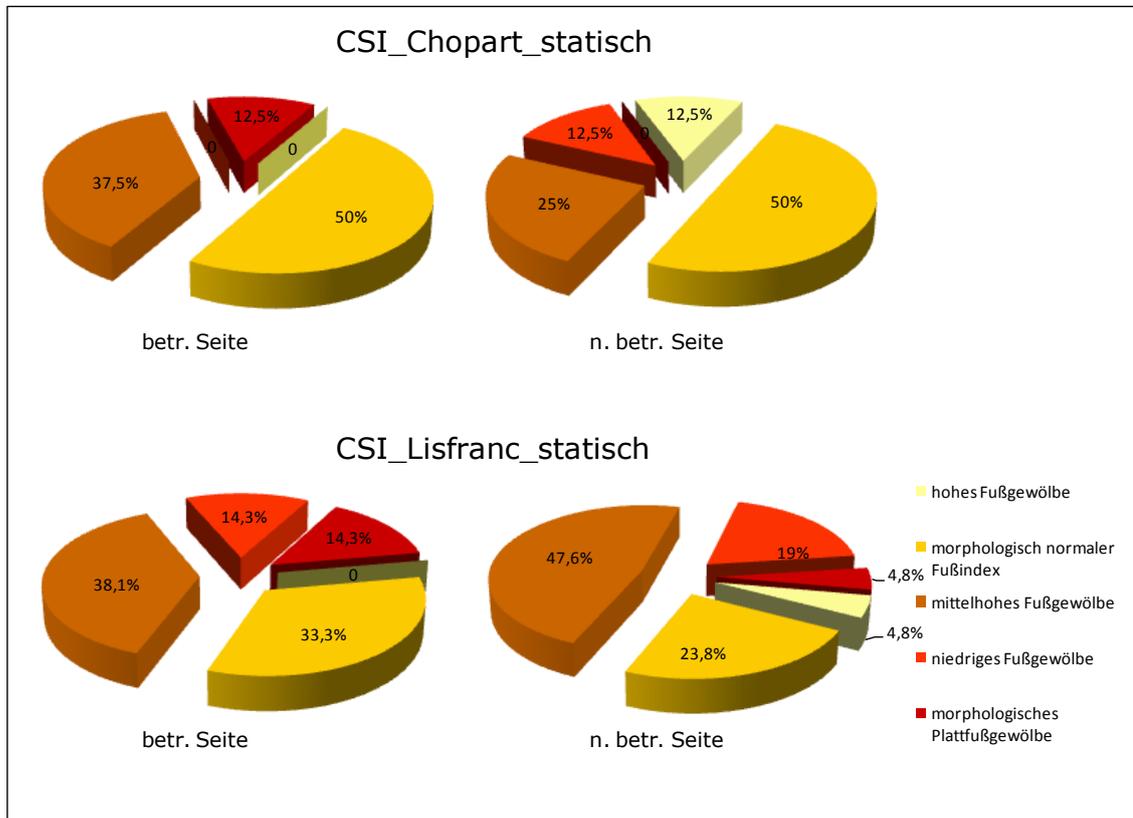


Abb. 5.61: Anteile der verschiedenen CSI-Klassen in der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, unterteilt nach betroffener bzw. nicht betroffener Seite, statisch erhoben

Bei der Auswertung der dynamischen Fußabdrücke zeigt sich in der Chopart-Gruppe kein „morphologisches Plattfußgewölbe“, in der Lisfranc-Gruppe dagegen sowohl auf der betroffenen als auch auf der nicht betroffenen Seite bei jeweils 14,3%. Die Klasse „morphologisch normales Fußgewölbe“ ist mit 50% auf der nicht betroffenen Seite der Chopart-Gruppe am häufigsten vertreten (Abb. 5.62).

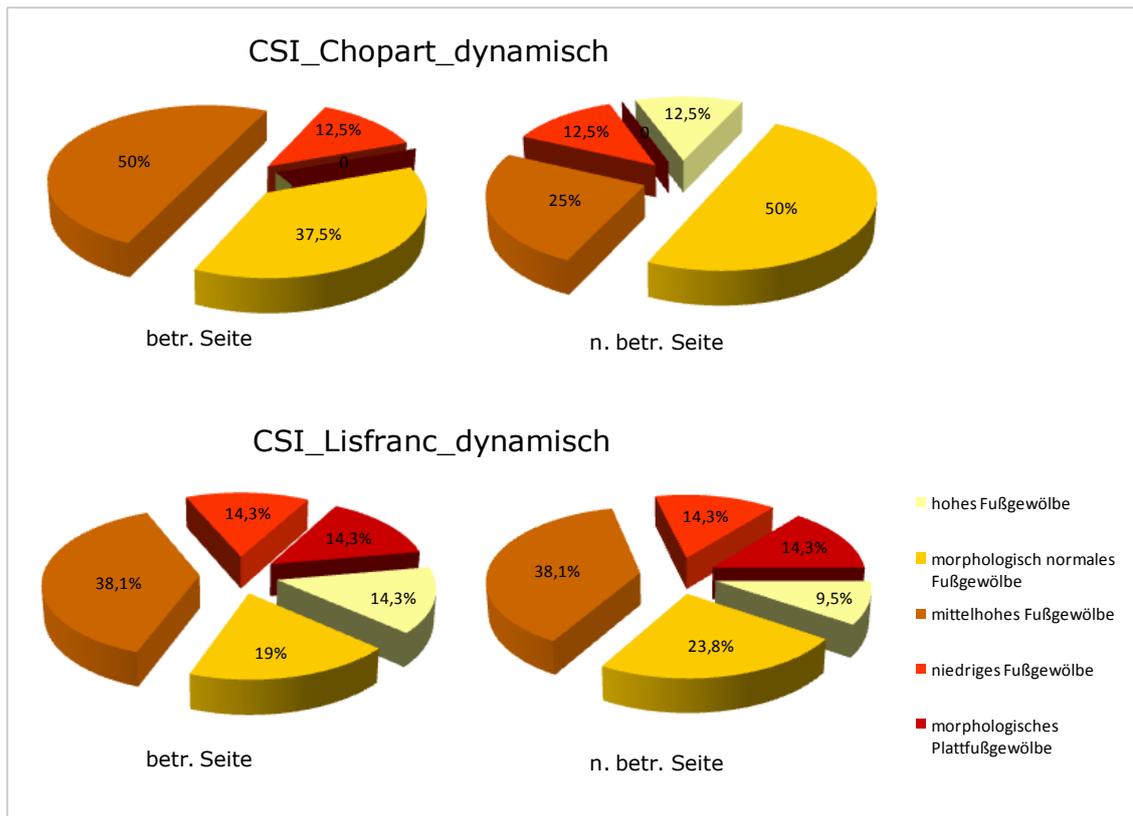


Abb. 5.62: Anteile der verschiedenen CSI-Klassen in der Chopart- bzw. Lisfranc-Gruppe, unterteilt nach betroffener bzw. nicht betroffener Seite, dynamisch erhoben

6 Diskussion

6.1 Vorbemerkungen

Frakturen und Luxationsfrakturen der Fußwurzel (Chopart- und Lisfranc-Gelenk) haben in der Regel keine besonders günstige Gesamtprognose und sind nicht selten invalidisierend. (Geerling et al. 2010; Graziano et al. 1984; Mawhinney and McCoy 1995; Myerson et al. 1994).

Dennoch entziehen sich diese Verletzungen vielfach der Primärdiagnostik. Da sie häufig in Zusammenhang mit schweren Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe auftreten, stehen im Fokus der Initialdiagnostik meist andere, lebensbedrohlichere Verletzungen (Richter et al. 2001; Zwipp 1994; Zwipp 2009). Im Fall von Niedrigenergietraumata können die Verletzungen jedoch auch so minimal sein, dass sie in die Differenzialdiagnose nicht mit eingeschlossen werden oder das Nativröntgen keinen pathologischen Befund zeigt (Curtis et al. 1993; Geerling et al. 2010; Shapiro et al. 1994). Bei einem Verdacht auf geringfügige Verletzungen in diesem Bereich ist daher die Durchführung einer Mehrschicht-Computertomographie empfohlen (Grass et al. 2001). Kotter et al. (1997) und Main und Jowett (1975) schreiben von bis zu 40% initial fehldiagnostizierter Chopart-Gelenksverletzungen. Lisfranc-Gelenksverletzungen wurden laut einer Studie von Philbin et al. (2003) in bis zu 20% der Fälle übersehen. Andere Autoren berichten über ähnliche Ergebnisse (Brunet und Wiley 1987; Buzzard and Briggs 1998; Englanoff et al. 1995; Goossens und DeStoop 1983).

6.2 Kritische Aspekte der Methodik

Grundsätzlich sind Ergebnisse einer Querschnittsstudie von einer Vielzahl individueller innerer und äußerer Faktoren beeinflusst. Tagesabhängiges Befinden und Schmerzsituation der Probanden, aber auch äußere Einflüsse wie Untersuchungssituation oder sogar Wetterlagen sind Schwankungen unterlegen, die durch den Untersucher nicht kontrolliert werden können (Fletcher et al. 2007). Auch die instrumentelle Ganganalyse als vermeintlich

objektivere Untersuchungsmethode ist nicht frei von Einflussfaktoren. Abweichende Gangmuster bei den Probanden aufgrund der Untersuchungssituation oder Abhängigkeiten mehrerer Ganganalyseparameter von der Ganggeschwindigkeit sind bei der Interpretation der Ergebnisse zu beachten. Eine variierende Gangzyklusdauer der einzelnen Probanden machen eine Zeitnormierung in relative Zeiteinheiten (0-100% Gangzyklus) nötig, welche wiederum verzerrte Mittelwerte nach sich zieht (Vogt und Banzer 2005). Auch das Markermodell für die Erfassung der Bewegungen durch das Kamerasystem ist zwar sehr gut, jedoch aufgrund der Seltenheit von Messungen mit Fokus im Fußbereich, nicht komplett auf diese optimiert.

Eine verbesserte Methode für die dreidimensionale Erfassung von Fußbewegungen stellte List et al. (2008) vor. Sie brachte ein Modell mit neun Markern zur Anwendung, welches den Fuß in die zwei Segmente Vorfuß und Rückfuß unterteilt. Relativbewegungen zwischen Vor- und Rückfuß und damit eine veränderte Hebelwirkung in der Abstoßphase konnten so ermittelt werden. Als bedeutendster Störfaktor für diese Studie ist jedoch die Multifaktorialität der Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenksverletzung anzusehen. So erleidet die überwiegende Zahl der Patienten nicht unerhebliche und sehr heterogene Begleitverletzungen bzw. Polytraumata. Die Feststellung direkter Kausalzusammenhänge zwischen klinisch-biomechanischem Outcome und der Fußverletzung ist deshalb äußerst schwierig (Geerling et al. 2010; Kotter et al. 1997; Richter et al. 2002).

Aufgrund der Seltenheit der Verletzungen haben wir uns dennoch dafür entschieden die Ausschlusskriterien weniger streng zu gestalten, zu Gunsten einer höheren Patientenanzahl und damit besseren Rückschlussmöglichkeiten aus Korrelationsanalysen. Allerdings verliert das Probandengut dadurch zum Teil an Homogenität und Vergleichbarkeit. Des Weiteren sind die Probanden der gesunden Vergleichsgruppe wesentlich jünger als der Durchschnitt der getesteten Patienten. Es ist zwar durch eine Studie von Murray et al. (1964) belegt worden, dass sich das Gangbild eines Menschen bis zu einem Alter von 65 Jahren nicht wesentlich verändert. In der Chopart-Gruppe sind jedoch zwei Patienten, die dieses Alter überschreiten. Zusätzlich ist die geringe Größe der Chopart-Gruppe kritisch zu bemerken. Dies ist der Seltenheit dieser Verletzung geschuldet. Dennoch wäre eine größere

Probandenzahl für die Validität der statistischen Auswertungen von Vorteil gewesen.

6.3 Epidemiologie

Die Lisfranc- und die Chopart-Luxationsfrakturen stellen seltene Verletzungen des Fußes dar (Faciszewski et al. 1990; Geerling et al. 2010; Kotter et al. 1997; Maerschalk 1982; Zwipp 1994). Komplette Luxationsfrakturen sowohl im Chopart- als auch im Lisfranc-Gelenk kamen in unserem Patientengut nur in drei Fällen (4,6% der Gesamtgruppe, 11,11% der Chopart-Gruppe, 7,3% der Lisfranc-Gruppe) vor. Studien von Main und Jowett (1975) sowie Rammelt et al. (2002) fanden in jeweils rund einem Drittel der Fälle Mitverletzungen der jeweils anderen Gelenklinie, wobei aber auch Subluxationen mitgezählt wurden. Bei Richter et al. (2001) sind es 16,8%. Es ist aber auch möglich, dass tatsächlich weniger Patienten mit kombinierten Verletzungen in der Uni-Klinik Göttingen behandelt wurden.

Als Unfallursache zeigte sich für die Verletzung im Chopart-Gelenk der Sturz mit 58,3% als häufigste Unfallursache, gefolgt vom Verkehrsunfall mit 29,1%, wobei der überwiegende Anteil Motorradunfälle (20,8%) waren. Einklemmung, Überrolltrauma oder Distorsionstrauma spielen mit jeweils 4,2% eine untergeordnete Rolle. In mehreren Veröffentlichungen zu Chopart-Gelenksverletzungen wird als Unfallursache der Verkehrsunfall (ca. 50%) vor dem Sturz aus großer Höhe (ca. 40%) gesehen (Gupta et al. 2008; Rammelt et al. 2002; Richter et al. 2001; Zwipp 1994). Eine mögliche Ursache für diese unterschiedlichen Häufigkeiten kann in der eher kleinen Gruppengröße von 23 Chopart-Patienten liegen.

Lisfranc-Gelenksverletzungen werden in zwei Arten von Verletzungsmechanismen unterteilt – direkte und indirekte (Buzzard and Briggs 1998; Engber und Roberts 1982; Hardcastle et al. 1982; Vuori und Aro 1993). Laut Vuori und Aro (1993) beträgt der Anteil der durch direkte Gewalteinwirkung verursachten Lisfranc-Gelenksverletzungen zwei Drittel der Fälle. Dazu zählen Überroll-, Einklemmungs-, oder Distorsionstraumata. Ein Drittel der Fälle wird durch indirekte Gewalteinwirkungen wie Stürze aus großer Höhe verursacht. Von den 38 Patienten, die eine Verletzung des Lisfranc-Gelenks erlitten hatten, handelte es sich in 11 Fällen (28,9%) um Stürze aus großer Hö-

he. Hochrasanztraumata wie Verkehrsunfälle beinhalten beide Arten von Verletzungen. Zum einen können bei der Deformierung des Fußraumes als direkte Gewalt Einklemmungen und Distorsionen auftreten, zum anderen kommt es aufgrund der starken Geschwindigkeitsänderung zu indirekter Gewalt in Form axialer Stauchung des Fußes (Richter et al. 1999). Im analysierten Patientengut beträgt der Anteil von PKW-/LKW-Unfällen in der Lisfranc-Gruppe 39,5%. Zusammen mit den Motorradunfällen (13,2%) sind also 52,7% der Fälle durch ein Hochrasanztrauma verursacht. Die Angaben zu Hochrasanztraumata als Ursache für eine Lisfranc-Gelenksverletzung divergieren in der Literatur. So gehen die Beobachtungen von 33% (Vuori und Aro 1993) über 50% (Hardcastle et al. 1982) bis zu 66% (Wiss et al. 1987). Zwei Drittel des analysierten Patientenguts waren männlichen Geschlechts. Richter et al. (2001) haben in ihren Untersuchungen zu Fußwurzelverletzungen bei Verkehrsunfällen sogar 75% männliche Betroffene beobachtet. Eine mögliche Ursache ist die nachgewiesene häufigere Verwicklung von Männern in Verkehrsunfälle mit Personenschaden (Statistisches Bundesamt). Der Anteil Verkehrsverunfallter ist bei Richter et al. mit 69% wesentlich höher als im eigenen analysierten Patientengut mit 46,2%.

Der Anteil polytraumatisierter Patienten ist in beiden analysierten Gruppen (Chopart-Gruppe: 37,5%; Lisfranc-Gruppe: 43,2%) vergleichsweise niedrig. So berichten Zwipp (1994) von 49% und Myerson et al. (1986) sogar von 81% polytraumatisierter Patienten in ihren Untersuchungen. Eine Ursache für diesen Trend – zumindest bei den Verkehrsunfällen – sehen Richter et al. (Richter et al. 1999) in der zunehmenden Verbesserung der passiven Sicherheit in der Fahrgastzelle von PKW. Sicherheitsgurt und Airbags schützen vor allem den Oberkörper und bewirken den Rückgang lebensbedrohlicher Verletzungen in diesem Bereich. Im Gegenzug nehmen Verletzungen im Bein und Armbereich bei Verkehrsunfällen mit PKW an Häufigkeit und Schwere zu (Martin et al. 2000). Fußwurzelverletzungen haben einen signifikanten Einfluss auf die Gesamtprognose multipel verletzter Patienten. Entsprechend hohe Invaliditätsraten ergeben sich aus den Folgeschäden der schweren Fußverletzungen (Turchin et al. 1999; Zwipp 1994; Zwipp et al. 1997). Im analysierten Patientengut zeigte sich eine nicht unerhebliche durchschnittliche Erwerbsfähigkeitsminderung von 36,3% in der Chopart-Gruppe und 19% in der Lisfranc-Gruppe. 75% der Chopart- und 71,4% der

Lisfranc-Gelenksverletzten konnten in ihrem alten Beruf weiterarbeiten. Kotter et al. (1997) berichtet in seiner Studie zu Chopart-Luxationen sogar von lediglich 33%, die ihren alten Beruf weiter ausüben konnten. Weitere Vergleiche bezüglich der beruflichen Rehabilitation waren aufgrund fehlender Aussagen in der zugänglichen Literatur nicht möglich.

6.4 Klinik

Mittels der von der American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) entwickelten klinischen Bewertungsskala „Midfoot Clinical Rating System“ (Midfoot score) wurden die klinischen Untersuchungsergebnisse zusammengefasst und ausgewertet. Es ist eine standardisierte Evaluationsmethode zur Beurteilung des klinischen Zustandes von Fußwurzelverletzungen und kann auf Chopart- und Lisfranc-Gelenksverletzungen angewendet werden (Kitaoaka et al. 1994; Mittlmeier und Beck 2007). Im untersuchten Patientengut erreichte die Gruppe der Chopart-Gelenksverletzten im Durchschnitt 65,6 (53-89) von 100 Punkten, die der Lisfranc-Gelenksverletzten im Durchschnitt 71,5 (45-97) von 100 Punkten. In einer Studie von Kuo et al. (2000) mit 48 Patienten bei Zustand nach operierter Lisfranc-Gelenksverletzung wurde ein Ergebnis von 77 Punkten im AOFAS Midfoot score erzielt. Richter et al. (2004) ermittelten in ihrer Follow-Up-Studie bei 51 Patienten deren Chopart-Gelenksverletzungen offen oder geschlossen reponiert und intern fixiert worden waren einen AOFAS Midfoot score von 73 Punkten. Mögliche Ursachen für das leicht schlechtere Abschneiden des eigenen Patientenguts sollen im Folgenden diskutiert werden. Jedoch sind aufgrund der geringen Häufigkeit und auch der großen Inhomogenität von Fußwurzelverletzungen, eindeutige Aussagen zur Prognose schwer zu treffen (Arntz et al. 1988; Brunet und Wiley 1987; Goossens und DeStoop 1983).

Ein wichtiger Faktor ist die Minimierung der Zeitspanne vom Unfallzeitpunkt bis zur definitiven Versorgung, denn eine frühere Versorgung scheint bessere Ergebnisse zu erbringen als eine verzögerte Versorgung (Arntz et al. 1988; Brunet und Wiley 1987; Buzzard and Briggs 1998; Goossens und DeStoop 1983; Myerson et al. 1986). Im analysierten Patientengut war der Anteil der Patienten, die innerhalb der ersten 24 Stunden nach Unfall operiert wurden, in der Chopart-Gruppe 54,2%, in der Lisfranc-Gruppe sogar

66,7%. Kotter et al. (1997) berichten von 19 Chopart-Luxationen, von denen 12 (63%) noch am Unfalltag versorgt wurden. In einer Studie von Calder et al. (2004) zu isolierten Lisfranc-Verletzungen wurden 54% der Patienten in einem Zeitraum unter drei Monaten nach dem Unfall operiert, 37% nach über sechs Monaten. Insgesamt sind sowohl im eigenen Patientengut, als auch bei Kotter und Calder et al. mindestens 30% der Fälle nicht sofort operiert worden. Bei dieser Gruppe wurde die Fußwurzelverletzung entweder beabsichtigt verzögert operiert oder aufgrund von unzureichender Diagnostik nicht sofort erkannt (Mittlmeier und Beck 2007). Im eigenen Patientengut zeigte sich in der Chopart-Gruppe ein tendenziell besseres Outcome wenn die OP innerhalb der ersten 24 Stunden nach Unfall erfolgt war. Dies wird durch die Ergebnisse von Richter et al. (2004) in ihrer Follow-Up-Studie zum Outcome von operierten Chopart-Gelenksverletzungen bestätigt (n=51; <24 Stunden: 79 Punkte; >24 Stunden: 65 Punkte). In der Lisfranc-Gruppe des eigenen Patientenguts verhält sich das Ergebnis bezüglich Zeit bis zur Operation und Outcome entgegengesetzt zu dem der Chopart-Gruppe (<24 Stunden: 69,5 Punkte; >24 Stunden: 72,4 Punkte). Aber auch diese Korrelation lässt sich in einer aktuellen Studie von de Pereira et al. (2008) (n=19; <24 Stunden: 73,9 Punkte; >24 Stunden: 87,6 Punkte) wiederfinden. Eine mögliche Erklärung für dieses gegensätzliche Verhalten beider Verletzungsarten kann eventuell in einer geringeren Toleranz des Lisfranc-gelenksnahen Gewebes gegenüber Ödem und Druck liegen. In zukünftigen Untersuchungen ist zu prüfen, ob – wie von Trevino und Kodros (1995) propagiert – für Lisfranc-Gelenksverletzungen eine Operation erst nach abschwellenden Maßnahmen generell bessere Ergebnisse liefert, oder ob – wie bei den Chopart-Gelenksverletzungen bestätigt – eine frühzeitige definitive Versorgung und Hämatomdrainage weiterhin bessere Resultate erbringt.

Nur in sehr ausgewählten Verletzungskonstellationen ist ein konservatives Vorgehen bei Fußwurzelverletzungen indiziert. Dazu zählen stabile, nicht dislozierte Verletzungen (Desmond und Chou 2006; Rammelt et al. 2002). (Randt et al. 1998). Im untersuchten Patientengut sind nur operierte Patienten eingeschlossen worden. Die Therapie erfolgte nach den Grundprinzipien der Versorgung von Fußwurzelverletzungen. Dies beinhaltet – in Abhängigkeit vom Weichteilschaden – die exakte anatomische Reposition der

Fußanatomie mit Wiederherstellung der Fußsäulen und Gelenkflächen zu einem frühest möglichen Zeitpunkt (Arntz et al. 1988; Brunet und Wiley 1987; Buzzard and Briggs 1998; Hardcastle et al. 1982; Mittlmeier und Beck 2011; Trevino und Kodros 1995). Bei ligamentären Verletzungen oder beim Vorliegen einer Kontraindikation für eine definitive Osteosynthese kommt eine temporäre Transfixation der Gelenke mittels Kirschnerdrähten und Fixateur externe-Osteosynthese zum Einsatz (Rammelt et al. 2002; Rammelt et al. 2005). Bei 75% der Chopart-Gruppe bzw. 89,2% der Lisfranc-Gruppe kamen Kirschnerdrähte als Osteosynthesematerialien zum Einsatz. Die Vorteile dieser Form der Osteosynthese liegen in der einfachen und schonenden Einbringung sowie der Möglichkeit, Gelenkflächen auch unverletzter Gelenke zu queren. Die Nachteile liegen in der vergleichsweise geringen Stabilität mit der Komplikation der Fragmentwanderung entlang der Drähte und einer Infektionsmöglichkeit an den Eintrittsstellen der Kirschnerdrähte (Goossens und DeStoop 1983; Hardcastle et al. 1982; Trevino und Kodros 1995; Wilson 1972). Die Plattenosteosynthese mittels Miniplatten wurde am zweithäufigsten angewendet (Chopart-Gruppe 54%, Lisfranc-Gruppe 29,7%). Sie ist unter anderem auch bei basisnahen Schaftfrakturen indiziert (Desmond und Chou 2006; Rammelt et al. 2002; Rammelt et al. 2005).

Zu den Frühkomplikationen der Therapie von Fußwurzelverletzungen zählen unter anderem das Kompartmentsyndrom und die Wundinfektion. Bei Hochrasanztraumata mit Quetschverletzungen und generell bei Lisfranc-Luxationsfrakturen ist die hohe Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Fußkompartmentsyndroms zu beachten. Deswegen sollten in diesen Fällen engmaschig die Weichteilverhältnisse geprüft bzw. der Gewebedruck bestimmt werden (Myerson 1991; Rammelt et al. 2005). Im untersuchten Patientengut hatten 4,2% der Chopart-Gruppe und 7,9% der Lisfranc-Gruppe ein Kompartmentsyndrom erlitten. Dies entspricht den Beobachtungen von Fakhouri und Manoli (1992) sowie Myerson (1991). Sie sahen, dass Fußkompartmentsyndrome überwiegend in der vorderen Fußwurzel (u.a. Lisfranc-Gelenklinie) auftreten. Eine Erklärung hierfür ist zum einen die größere Anzahl an Verletzungen in der vorderen Fußwurzel gegenüber der hinteren (Richter et al. 2001). Aber auch die Anatomie dieser Region, die bei Verletzungen aufgrund von bindegeweblich fest begrenzten, jedoch gut durchblu-

teten Strukturen mit zwischengelagerten Muskeln für eine pathologische Druckerhöhung prädestiniert zu sein scheint. Der hohe Anteil an Patienten in der Lisfranc-Gruppe mit Hypästhesien im Bereich der Narbe (62%) unterstützt diese These. Die posttraumatische Arthrose als Spätkomplikation von Fußwurzelverletzungen, tritt vor allem bei besonders schweren Verletzungen der Fußwurzelgelenke auf, aber auch bei nicht korrekter oder verzögerter Reposition bzw. ungenügender Stabilisierung des Repositionsergebnisses (Arntz et al. 1988; Buzzard and Briggs 1998; Goossens und DeStoop 1983; Hardcastle et al. 1982; Myerson 1999; Myerson et al. 1986; Trevino und Kodros 1995; Zwipp et al. 1999). Bei Schmerzen in den betroffenen Gelenken oder Absinken des medialen Fußgewölbes sind primär eine medikamentöse und physikalische Therapie sowie orthopädietechnische Maßnahmen anzuwenden. Erst wenn keinerlei Besserung bzw. Stabilisierung des Zustandes durch eine konservative Therapie mehr erreicht werden kann, ist eine operative Versteifung indiziert (Imhoff und Zollinger-Kies 2004; Wirth et al. 2009; Wünschel 2011). Im analysierten Patientengut wurde bei 12,5% der Chopart-Patienten und bei 9,5% der Lisfranc-Patienten eine operative Gelenkversteifung durchgeführt. Der größere Anteil in der Chopart-Gruppe kann auf eine erhöhte Traumaschwere, aber auch auf eine problematischere Versorgung der Chopart-Gelenksverletzungen gegenüber den Lisfranc-Gelenksverletzungen hindeuten. Bei den Patienten, die sich für eine Nachuntersuchung zur Verfügung gestellt hatten, bestätigte sich die Vermutung über ein tendenziell schlechteres Outcome (AOFAS Midfoot Scale) bei Zustand nach operativer Gelenkversteifung eines Gelenkes der Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenklinie.

Bezüglich der Fußschmerzen als Hinweis auf eine posttraumatische Arthrose im betroffenen Gelenksbereich zeigten sich zwischen den beiden Gruppen deutliche Unterschiede, vor allem bei den Schmerzsituationen. So beschrieben nur 29% der Lisfranc-Patienten Schmerzen beim Heben von schweren Lasten. In der Chopart-Gruppe waren es dagegen 67%. Ebenfalls 67% der Chopart-Patienten berichtete von Schmerzen bei Wetterumschwüngen, in der Lisfranc-Gruppe waren es mit 43% deutlich weniger. Ein morgendlicher Anlaufschmerz wurde dagegen in der Lisfranc-Gruppe (38%) häufiger als in der Chopart-Gruppe (33%) beschrieben. Durchschnittlich berichteten die Patienten mit Chopart-Gelenksverletzungen von deutlich mehr Situationen

mit Schmerzen als Patienten der Lisfranc-Gruppe. Außerdem ist in der Chopart-Gruppe auch die durchschnittliche Schmerzstärke mit 3,0 auf einer Schmerzskala von 0 bis 6 etwas höher als in der Lisfranc-Gruppe mit 2,66. Dass die posttraumatische Arthrose zu chronischen Schmerzen in den betroffenen Gelenken führen kann, ist in der Literatur Konsens (Buzzard and Briggs 1998; Hardcastle et al. 1982; Myerson 1999; Wirth et al. 2009; Zwipp et al. 1999). Wie bereits erwähnt - der morgendliche Anlaufschmerz bei den Lisfranc-Patienten deutet auf eine bestehende Arthrose hin (Zwipp et al. 1999). Die durchschnittlich stärkere Schmerzintensität in der Chopart-Gruppe sowie die hier vorliegende Häufung von Schmerzen beim Heben schwerer Lasten spiegeln sich auch in der geringen maximalen Gehstrecke (38% unter einem Kilometer max. Gehstrecke) bzw. stark eingeschränkten Sportfähigkeit (13% kein Laufen, Radfahren oder Schwimmen mehr) dieser Gruppe wider. Dennoch sind die Patienten der Chopart-Gruppe bei einem durchschnittlich schlechteren Outcome (AOFAS Midfoot Scale) ähnlich zufrieden mit ihrer Behandlung wie die Lisfranc-Gruppe. Dies alles deutet auf die vergleichsweise höhere initiale Traumaschwere in Verbindung mit einer Verletzung des Chopart-Gelenks hin.

6.5 Biomechanik

Die Technik „L.A.S.A.R. Posture“ (Laser assisted static alignment reference) der Firma Otto Bock wurde entwickelt zur Bestimmung der statischen Gelenkbelastung. Es ist vorrangig ein Objektivierungsverfahren in Orthetik und Prothetik. Mittlerweile hat sich dieses Verfahren als Standardmessung zur Bestimmung statischer Gelenksbelastungen der unteren Extremität etabliert (Blumentritt 1998). Im analysierten Patientengut zeigt sich im oberen Sprunggelenk in beiden Gruppen vor allem auf der nicht betroffenen Seite, eine gegenüber der Vergleichsgruppe tendenziell nach anterior verschobene Lastlinie. Dies entspricht einer vermehrten Belastung des Vorfußes, also einer Gewichtsverlagerung nach vorn. In der Frontalebene zeigt sich im Kniegelenk in beiden Gruppen ein Abweichen der Lastlinie nach medial. Auch hier treten in beiden Gruppen tendenziell stärkere Abweichungen bei der unverletzten Seite auf. Dies kann als ein Hinweis auf Kompensationsmechanismen der nicht betroffenen Seite gedeutet werden.

Zusammenfassend kann man also annehmen, dass kompensatorisch sowohl bei den Patienten mit einer Chopart- als auch bei den Patienten mit einer Lisfranc-Gelenksverletzung die gesunde Seite eine verstärkte Vorfußbelastung und mediale Kniebelastung erfährt. Die Messergebnisse zeigen insgesamt jedoch eine hohe Heterogenität. Es ist zu vermuten, dass Fußverletzungen sehr wohl einen Einfluss auf den Stand der Patienten haben. Dies zeigt sich definitiv in der signifikanten Minderbelastung der betroffenen Seite gegenüber der gesunden Seite in der Chopart-Gruppe. Jedoch erschweren begleitende Faktoren, wie unterschiedliche Verletzungslokalisation am Fuß, Begleitverletzungen und aktuelle Konstitution das Herstellen von Kausalzusammenhängen zwischen Standanomalien und Fußverletzung.

Bei den Zeit-Distanz-Parametern zeigt sich sowohl beim Gehen in der Ebene, als auch beim Gehen auf der 10 Grad aufwärtsgeneigten Rampe dass beide Patientengruppen signifikant langsamer gehen, als die gesunde Vergleichsgruppe. Auch bei der Schrittlänge liegt die Vergleichsgruppe vor den Patientengruppen. Die Patientengruppe hat zwar einen höheren Altersdurchschnitt gegenüber der Vergleichsgruppe, jedoch laut einer Studie von Murray et al. (1969) verändert sich die Ganggeschwindigkeit bis zu einem Alter von 65 Jahren nicht maßgeblich. Auch Himann et al. (1988) beobachtete nur eine minimale Geschwindigkeits- und Schrittlängenänderung bis zu einem Alter von 62 Jahren, sowohl bei Männern als auch bei Frauen. Ein weiterer interessanter Aspekt bei den Zeit-Distanz-Parametern ist die beobachtete Standphasenasymmetrie in beiden Patientengruppen. Sowohl beim Gehen auf der Ebene als auch beim Gehen auf der Schräge wird das gesunde Bein während der Standphase tendenziell länger belastet als das kranke – ein ganganalytischer Nachweis für ein Schonhinken, welches in den meisten Fällen mit bloßem Auge nicht zu sehen war.

Die kinetischen Ganganalyseparameter sind im Gegensatz zu den kinematischen überwiegend abhängig von den Zeit-Distanz-Parametern (Andriacchi et al. 1977; Grieve und Gear 1966; Kirtley et al. 1985; Lelas et al. 2003; Paul 1970; Winter 1983). Jedoch zeigte sich in Studien von Andriacchi et al. (1977), Kirtley et al. (1985) und White et al. (1996), dass beispielsweise die vertikale Bodenreaktionskraft, im Maximum während der Abstoßphase nicht mit der Ganggeschwindigkeit korreliert ($p=0,23$). Gerade bei diesem Maximum zeigen beide analysierten Patientengruppen signifikant niedrigere

Werte als die Vergleichsgruppe. Eine limitierte vertikale Krafteinwirkung während der Abstoßphase scheint also weniger eine Folge geringerer Geschwindigkeit, als vielmehr eine Folge anormalen bzw. vorsichtigeren Gehens zu sein.

In der Frontalebene wirkende Kräfte und Momente haben laut Kirtley et al. (Kirtley et al. 1985) und Andriacchi et al. (Andriacchi et al. 1977) ebenso keine Korrelation mit der Ganggeschwindigkeit. Hier zeigt sich für das ebene Gehen in den eigenen Analyseergebnissen eine signifikante Deviation zwischen Chopart-Gruppe und Vergleichsgruppe. Die Chopart-Gruppe hat im medial wirkenden Extremum der mediolateralen Kraftkomponente während der Lastübernahme signifikant geringere Werte als die Vergleichsgruppe. Auch die Lisfranc-Gruppe zeigt hier tendenziell geringere Werte. Insgesamt kann dies als ein vorsichtigeres Auftreten interpretiert werden (Schonhaltung).

Beim Gehen auf der aufwärts geneigten Rampe zeigen sich für die mediolateralen Kräfte keine Auffälligkeiten, dafür aber bei der anterior-posterioren Kraftkomponente. So findet man im bremsend wirkenden Extremum in der ersten Hälfte der Standphase bei beiden Gruppen nicht nur signifikant geringere Werte als bei der Vergleichsgruppe, sondern auch innerhalb der Gruppen signifikante Unterschiede: in beiden Gruppen zeigt die nicht betroffene Seite gegenüber der gesunden Seite ebenfalls signifikant geringere Werte. Die starke Beschleunigung der betroffenen Seite während der Schwungphase deutet im Umkehrschluss darauf hin, dass der wesentliche Vortrieb während der Standphase von der gesunden Seite erzeugt wurde.

Lelas et al. (2003) erstellten Funktionen mithilfe derer ein Vergleich kinetischer Ganganalyseparameter bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten möglich ist. Normiert man nun Momentwerte der Vergleichsgruppe auf die Geschwindigkeit der Patientengruppen so zeigt sich, dass in zwei Gelenkmomenten (externen dorsalexstendierenden Sprunggelenkmoment während der Abstoßphase und im flektierenden Extremwert des externen Kniemoments) die Patientengruppen trotzdem unter dem der Kontrollgruppe bleiben. Dies kann als ein Beweis für eine krankhafte Beeinflussung dieser Gelenkmomente über die geschwindigkeitsabhängigen Veränderungen hinaus angesehen werden.

Vergleichbare Korrelationsanalysen für das Gehen auf der schrägen Ebene existieren in der Literatur nicht. Dennoch ist anzunehmen, dass die Geschwindigkeitsunabhängigkeit von in der Frontalebene wirkenden Kräften und Momenten – wie dies von Kirtley et al. (1985) und Andriacchi et al. (1977) für das ebene Gehen beobachtet wurde – auch für das Gehen auf einer 10 Grad geneigten Rampe gilt. Auffällige Ergebnisse lieferte hier der frontale Momentverlauf des Kniegelenks und des oberen Sprunggelenkes in beiden Patientengruppen. Es zeigte sich auf der nicht betroffenen Seite ein im Kniegelenk signifikant erhöhtes varisierendes und im OSG signifikant verringertes valgusierendes Extremum gegenüber der betroffenen Seite. Die verringerte Valgustendenz im OSG und verstärkte Varustendenz im Kniegelenk deuten auf eine Medialisierung der Gewichtskraft auf der gesunden Seite hin. Dies wiederum ist ein gleichgewichtsbedingtes Verhalten, bedingt durch die bereits oben erwähnte verlängerte Standphase auf dieser Seite. Während über die klinischen Auswirkungen der Statikveränderungen im OSG bisher keine Aussagen in der Literatur gemacht wurden, sind hingegen die Folgen eines gesteigerten Varusmoments im Kniegelenk vielseitig erforscht. In mehreren Studien wurde die Rolle des externen Varusmoments am Kniegelenk als Indikator für eine Mehrbelastung des medialen Kniekompartiments mit der Folge von Knie deformitäten bis hin zur Arthrose beschrieben (Baliunas et al. 2002; Hurwitz et al. 2002; Gök et al. 2002; Goh et al. 1993; Schmalz et al. 2010). Folglich kann sowohl bei den Chopart-Patienten, als auch bei den Lisfranc-Patienten von einer ungesunden Kniebelastung des gesunden Beines beim Gehen auf geneigten Ebenen gesprochen werden.

Bis auf wenige Ausnahmen, wie zum Beispiel die maximale Knieflexion während der Belastungsantwort oder während der Schwungphase, kann bei den kinematischen Parametern von einer geringen Korrelation mit den Zeit-Distanz-Parametern ausgegangen werden (Kirtley et al. 1985). Vor allem im oberen Sprunggelenk beobachten Lelas et al. (2003) durchgängig geringwertige Korrelationen zwischen Gelenkwinkel und Ganggeschwindigkeit. In diesem Gelenk zeigen sich während der finalen Plantarflexion (Ende der Abstoßphase) bei der Chopart-Gruppe deutliche Defizite gegenüber der Vergleichsgruppe sowohl beim Gehen in der Ebene, als auch auf der aufwärts geneigten Rampe. Bei letzterem liegt auch ein signifikant geringerer Bewe-

gungsumfang gegenüber der nicht betroffenen Seite vor. In der Lisfranc-Gruppe sind diese Einschränkungen kaum zu beobachten. Es liegt also in der Chopart-Gruppe auf der betroffenen Seite eine ganganalytisch nachgewiesene Beweglichkeitseinschränkung der Plantarflexion des oberen Sprunggelenkes vor.

Zur Ermittlung der Fußgewölbehöhe wurde ein Fußabdruck mittels eines Blauabdruckes angefertigt. Anschließend wurde die Breite von Ballen und Rist geometrisch ermittelt und zueinander in das Verhältnis gesetzt. Anhand des Chippaux-Smirak-Index (CSI) ist eine Zuordnung dieser Verhältniswerte zu verschiedenen Gewölbehöheklassen möglich. Bei der Auswertung zeigte sich, dass allein die nicht betroffene Seite der Chopart-Gruppe mit dem durchschnittlichen Ballen-Rist-Verhältnis laut CSI ein morphologisch normales Fußgewölbe besitzt. Die Lisfranc-Gruppe und die betroffene Seite der Chopart-Gruppe sind im Durchschnitt laut CSI der nächstniedrigeren Klasse „Mittelhohes Fußgewölbe“ zuzuordnen. Tendenziell zeigte sich jedoch, dass sowohl bei der dynamischen (aus dem Gehen), als auch bei der statischen (aus dem Stand) Abdrucknahme in beiden Gruppen die betroffene Seite ein niedrigeres Fußgewölbe aufwies als die nicht betroffene Seite. Dies kann als ein im Einzelfall mehr oder weniger stark ausgeprägtes morphologisches Residuum der Fußwurzelverletzung angesehen werden.

Linear zum Druck gibt die mit Tinte getränkte Gummimatte die Farbe auf das darunterliegende Papier. Lokale Maximalbelastungen heben sich so durch eine erhöhte Farbintensität hervor und können individuell identifiziert werden (Lord 1981). Eine quantitative Erfassung von Druckbelastungen ist mittels des Blauabdrucks jedoch nicht möglich. Hierfür sind kapazitative Messverfahren wie z.B. das EMED-System entwickelt worden (Razak et al. 2012).

6.6 Fazit

In Übereinstimmung mit der Literatur sind Luxationsfrakturen der Fußwurzelregion seltene Verletzungen des Fußes und betreffen, vor allem wenn im Straßenverkehr verursacht, überwiegend das männliche Geschlecht. Sie entstehen häufig in Verbindung mit starker Gewalteinwirkung wie schweren Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe. Vor allem im Lisfranc-

Gelenk muss aber auch mit vereinzelt auftretenden, durch unscheinbare Verletzungsmechanismen verursachten Luxationsfrakturen gerechnet werden. Hiervon betroffen sind vor allem Sportler oder ältere Menschen.

Diagnostisch erschwerend kommen häufig Polytraumatisierung bzw. schwere Begleitverletzungen hinzu. Es sollte deshalb bei hinweisendem Verletzungsmechanismus immer die Möglichkeit einer Fußwurzelverletzung in Erwägung gezogen werden. Im Zweifel ist zusätzlich zu einem Röntgen in drei Ebenen eine Computertomographie anzuschließen.

Die Therapie sollte zu einem frühestmöglichen Zeitpunkt erfolgen. Nur bei stabilen, nicht dislozierten Verletzungen ist ein konservatives Vorgehen indiziert. Bei Luxationen und Luxationsfrakturen ist in aller Regel ein operatives Vorgehen, mit dem Ziel der anatomisch korrekten Reposition und Wiederherstellung der Fußsäulen, indiziert.

Das Kompartmentsyndrom der vorderen Fußwurzel ist eine mögliche Frühkomplikation vor allem bei Lisfranc-Gelenksverletzungen. Eine engmaschige Kontrolle der Weichteilverhältnisse und des Gewebedruckes sind deshalb bei geringstem Verdacht angezeigt. Bei den Spätkomplikationen sollte das größte Augenmerk auf die posttraumatische Arthrose gelegt werden. Bedingt durch besonders starke Zerstörung der Fußwurzelgelenke oder verspätete bzw. fehlerhafte Reposition ist sie maßgeblich für die Entstehung chronischer Schmerzen und somit starker Einschränkung der Lebensqualität verantwortlich. Die Arthrodesen (Gelenkversteifung) als Therapie der letzten Wahl bei posttraumatischer Arthrose ist wahrscheinlich aufgrund der höheren Traumaschwere bei Verletzungen der Chopart-Gelenkslinie tendentiell häufiger erforderlich, als bei Lisfranc-Gelenksverletzungen.

Im Rahmen der Statikmessung mittels „L.A.S.A.R. posture“ zeigte sich vor allem in der Chopart-Gruppe eine Minderbelastung der betroffenen Seite. Sowohl in der Chopart- als auch in der Lisfranc-Gruppe wiesen die Werte auf eine kompensatorische Mehrbelastung im medialen Kniekompartiment und im Vorfuß der nichtbetroffenen Seite hin. Zukünftige Untersuchungen müssen zeigen, ob tatsächlich schädliche Folgen aus dieser Mehrbelastung resultieren.

Dass eine eindeutige Veränderung des Ganges bei den Patienten vorliegt, konnte in der Ganganalyse bestätigt werden. So zeigte sich bei den Patien-

ten eine Verringerung der Ganggeschwindigkeit gegenüber der Vergleichsgruppe sowie eine in beiden Gruppen vorliegende Standphasenasymmetrie, welche eine Art „Schonhinken“ andeutet. Auch bei den gemessenen Kräften und Momenten zeigten sich sowohl während der Lastübernahme, als auch in der Abstoßphase Auffälligkeiten, die auf eine Mehrarbeit der gesunden Extremität hinweisen. Beim Aufwärtsgehen auf der schrägen Ebene konnte bei beiden Gruppen ein signifikant erhöhtes externes varisierendes Moment im Kniegelenk nachgewiesen werden. Dessen Indikatorfunktion für eine pathologische Mehrbelastung des medialen Kniekompartiments ist wissenschaftlich belegt. Über die gemessenen Gelenkwinkelverläufe wurde zudem in der Chopart-Gruppe eine eindeutige Einschränkung der Plantarflexion auf der betroffenen Seite aufgezeigt. Insgesamt stellte sich die instrumentelle Ganganalyse als eine zwar sehr spezielle aber individuell hochinformativ Methode, zur Objektivierung etwaiger Folgeschäden nach Fußwurzelverletzungen, heraus.

Anhand des statisch und dynamisch durchgeführten Blauabdruckes konnte sowohl in der Chopart- als auch in der Lisfranc-Gruppe eine tendenzielle Abflachung des Fußlängsgewölbes der operierten Seite gegenüber der gesunden Seite ermittelt werden. Ob eine Überkorrektur hin zu einem leichten Hohlfuß ein Absinken des Längsgewölbes unter die Ausgangshöhe verhindern kann, ist in zukünftigen Untersuchungen zu eruieren. Die durch den Abdruck individuell lokalisierten maximalbelasteten Areale können Grundlage sein für die Anfertigung stützender und entlastender Schuheinlagen.

7 Zusammenfassung

Fußwurzelverletzungen führen häufig zu einer Invalidisierung des Verunfallten. Dies wiederum geht in den meisten Fällen mit einer Absenkung des sozioökonomischen Status einher. Da Fußwurzelverletzungen – insbesondere Luxationsfrakturen der Chopart- bzw. Lisfranc-Gelenklinie – jedoch seltene Verletzungen sind und häufig mit schweren Begleitverletzungen assoziiert sind, werden sie immer noch regelmäßig übersehen oder bagatellisiert. Aus diesem Grund ist es wichtig, diese Verletzungen intensiver zu untersuchen. In dieser Arbeit wurden dazu die Akten von 65 Patienten gesichtet, welche im Zeitraum von 1996 bis 2008 in der unfallchirurgischen Abteilung des Universitätsklinikums Göttingen operiert worden waren. 24 dieser Patienten hatten eine Verletzung des Chopart-Gelenks erlitten, 38 eine Verletzung des Lisfranc-Gelenks und drei eine Verletzung beider Gelenkkomplexe. Letztere wurden aufgrund der geringen Gruppengröße nicht in die Auswertung einbezogen.

Im Zeitraum von März 2009 bis Februar 2010 konnten acht Patienten der Chopart-Gruppe und 21 Patienten der Lisfranc-Gruppe für eine Nachuntersuchung gewonnen werden. Zu diesem Termin wurde eine Patientenbefragung und körperliche Untersuchung der unteren Extremität vorgenommen. Im Anschluss daran wurde eine Statikanalyse, Ganganalyse und ein Fußabdruck durchgeführt. Das klinische Outcome wurde mittels des „Midfoot clinical rating system“ bestimmt. Von 100 Punkten erreichte die Chopart-Gruppe im Durchschnitt 66 Punkte, die Lisfranc-Gruppe 72 Punkte. Patienten mit Zustand nach Durchführung einer Arthrodesse des betroffenen Gelenkes zeigten in beiden Gruppen ein tendenziell schlechteres Abschneiden im o.g. Score.

In der biomechanischen Untersuchung konnte in beiden Gruppen eine signifikant verlangsamte Ganggeschwindigkeit nachgewiesen werden. Zudem zeigte sich bei den gemessenen Kräften und Momenten eine deutliche Mehrbelastung der gesunden Seite. Hier konnte beim Bergaufgehen in beiden Gruppen ein pathologisches varisierendes Moment im Kniegelenk nachgewiesen werden. Des Weiteren zeigte sich in der Chopart-Gruppe während

des ebenen Gehens auf der operierten Seite eine signifikante Bewegungseinschränkung der Plantarflexion.

Insgesamt konnte mit dieser Arbeit nachgewiesen werden, dass trotz erfolgreicher operativer Behandlung der o. g. Fußwurzelverletzungen mit pathologischen Langzeitveränderungen des Gehens und Stehens gerechnet werden muss. Ein erhöhtes Augenmerk für diese Verletzungen ist also nicht nur in der Prävention und Therapie, sondern auch in der Langzeitnachsorge zu legen.

8 Literaturverzeichnis

An K (1984): Kinematic analysis of human movement. *Ann Biomed Eng* 12, 585–597

Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO (1977): Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 10, 261–268

Arntz CT, Veith RG, Hansen ST (1988): Fractures and fracture-dislocations of the tarsometatarsal joint. *J Bone Joint Surg Am* 70, 173–181

Aronson J, Nunley J, Frankovitch K (1983): Lateral talocalcaneal angle in assessment of subtalar valgus: follow-up of seventy Grice-Green arthrodeses. *Foot Ankle* 4, 56–63. Abbildung:

http://www.google.de/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fuwmsk.org%2Ffootalign-ment%2Flib%2Fexe%2Ffetch.php%253Fmedia%253Dpicture40.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fuwmsk.org%2Ffootalignment%2Fdoku.php%3Fid%3Dpes_planus&h=378&w=576&tbnid=4WoxBM_4RnpY7M%3A&zoom=1&docid=3phlmuJRL0t3GM&ei=pyN8VYj0IsiRsgG8xqrQBA&tbm=isch&iact=rc&uact=3&dur=1294&page=1&start=0&ndsp=33&ved=0CCAQRQMwAGoVChMIyOOuNeMxgIVyIgsCh08owpK (CC Attribution-Noncommercial-Share Alike 3.0 Unported)

Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP (2002): Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 10, 573–579

Beckers D, Deckers J: *Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien Für die Praxis*. Springer, Berlin 1997

Bellmann M: *Vergleichende biomechanische Untersuchung zweier aktueller mikroprozessorgesteuerter Prothesenkniegelenke*. Diplomarbeit Giessen Friedberg 2006

Blouet JM, Rebaud C, Marquer Y, Duval JM, Husson JL, Jourdain R, Masse A (1983): Anatomy of the tarsometatarsal joint and its applications to dislocation of this articular interface. *Surg Radiol Anat* 5, 9–16

Blumentritt S (1997): A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. *Prosthet Orthot Int* 21, 107–113

Blumentritt S (1998): Aufbau von Unterschenkelprothesen mittels „L.A.S.A.R. Posture“. *Orthopädie- Technik* 12, 938–945

Boack H (2007): Komplexes Fußtrauma. *Fuß & Sprunggelenk* 5, 168–181

Boakes JL, Rab GT: *Muscle Activity During Walking*. In: *Human walking*; hrsg. v. Rose J, Gamble JG, 3. Auflage; Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia 2006

Borelli GA: *De motu animalium (De motu animalium)*; Petrum Vander, Lyon 1710

- Braune W, Fischer O (1891): Die Bewegungen des Kniegelenks, nach einer neuen Methode am lebenden Menschen gemessen. Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Sächsische Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig 29, 75–150
- Broca P (1953): Memoire sur les luxations sous-astragaliennes. Mem soc chir, 566–656
- Brunet JA, Wiley JJ (1987): The late results of tarsometatarsal joint injuries. J Bone Joint Surg Br 69-B, 437–440
- Buckup K: Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln: Untersuchungen, Zeichen, Phänomene; Thieme, Stuttgart 2005
- Bühren V (2001): Lisfranc-Luxationsfrakturen. Trauma Berufskrankh 3, S213-S216
- Buzzard BM, Briggs PJ (1998): Surgical management of acute tarsometatarsal fracture dislocation in the adult. Clin Orthop Relat Res, 125–133
- Calder JDF, Whitehouse SL, Saxby TS (2004): Results of isolated Lisfranc injuries and the effect of compensation claims. J Bone Joint Surg Br 86-B, 527–530
- Chao EYS (1980): Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. Journal of Biomechanics 13, 989-993, 995-1006
- Curtis MJ, Myerson M, Szura B (1993): Tarsometatarsal joint injuries in the athlete. The American Journal of Sports Medicine 21, 497–502
- Davis R, Kaufmann K: Kinetics of Normal Walking; In: Human walking; hrsg. v. Rose J, Gamble JG, 3.th. Auflage: Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia 2006
- Desmond EA, Chou LB (2006): Current concepts review: Lisfranc injuries. Foot Ankle Int 27, 653–660
- Dewar FP, Evans DC (1968): Occult fracture-subluxation of the midtarsal joint. J Bone Joint Surg Br 50-B, 386–388
- Drenckhahn D, Eckstein F: Untere Extremität; In: Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie; hrsg. v. Drenckhahn D. (1), 16th. Auflage; Urban & Fischer. München 2003
- Drenckhahn, D. (Hrsg.): Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie (1), 16. Auflage; Urban & Fischer, München 2003
- Eng JJ, Winter DA (1995): Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? Journal of Biomechanics 28, 753–758
- Engber W, Roberts J (1982): Irreducible Tarsometatarsal Fracture-Dislocation. Clinical Orthopaedics and Related Research 168
- Englanoff G, Anglin D, Hutson HR (1995): Lisfranc Fracture-Dislocation: A Frequently Missed Diagnosis in the Emergency Department. Annals of Emergency Medicine 26, 229–233
- Faciszewski T, Burks R, Manaster B (1990): Subtile injuries of the Lisfranc joint. The Journal of Bone & Joint Surgery 72, 1519–1522

- Fakhouri AJ, Manoli A (1992): Acute foot compartment syndromes. *J Orthop Trauma* 6, 223-228
- Finsterer H (1908): Über Verletzungen im Bereiche der Fußwurzelknochen mit besonderer Berücksichtigung des Os naviculare. *Bruns Beitr Klin Chir* 59, 99-173
- Fletcher RH, Fletcher SW, Haerting J: *Klinische Epidemiologie: Grundlagen und Anwendung*, 2. Auflage; Huber, Bern 2007
- Fritsch C, Halsbeck M (2004): Was leistet die Pedographie? *MMW Fortschr Med* 146, 631-634
- Geerling J, Partenheimer A, Voigt C, Lill H (2010): Lisfranc- und Chopart-Luxationsfrakturen: Richtig erkennen und richtig behandeln. *Trauma und Berufskrankheit*, 1-6
- Goh JC, Bose K, Khoo BC (1993): Gait analysis study on patients with varus osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 223-231
- Gök H, Ergin S, Yavuzer G (2002): Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis: *Acta Orthopaedica. Acta Orthop* 73, 647-652
- Goossens M, DeStoop N (1983): Lisfranc's fracture-dislocations: etiology, radiology, and results of treatment. *Clin Orthop* 176, 154-162
- Goss CM (1968): On movement of muscles by galen of pergamon. *Am. J. Anat.* 123, 1-25
- Grass R, Rammelt S, Schikore H, Zwipp H (2001): Chopart-Gelenkfraktur — Diagnostik und Therapie. *Eur J Surg* 33, 27-30
- Graziano TA, Snider DW, Steinberg RI (1984): Crush and avulsion injuries of the foot: their evaluation and management. *J Foot Surg* 23, 445-450
- Grieve DW, Gear RJ (1966): The Relationships Between Length of Stride, Step Frequency, Time of Swing and Speed of Walking for Children and Adults. *Ergonomics* 9, 379-399
- Gupta RT, Wadhwa RP, Leach TJ, Herwick SM (2008): Lisfranc Injury: Imaging Findings for this Important but Often-Missed Diagnosis. *Current Problems in Diagnostic Radiology* 37, 115-126
- Gurlt E: *Geschichte der Chirurgie und ihrer Ausübung: Volkschirurgie, Altertum, Mittelalter, Renaissance*. Nachdruck der Ausgabe Berlin 1898, Band 1, S. 251,836; Georg Olms, Hildesheim 1964
- Hardcastle PH, Reschauer R, Kutscha-Lissberg E, Schoffmann W (1982): Injuries to the tarsometatarsal joint.: Incidence, classification and treatment. *J Bone Joint Surg Br* 64, 349-356
- Henke JW (1958): Die Luxation der Fußwurzel. *Zeitschrift f rationale Medizin*, 183-192
- Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH (1988): Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc* 20, 161-166
- Hitzig E (1865): Über die Luxation im Tarsometatarsalgelenk. *Berl klin Wochenschr* 2, 393-395

- Hochmann D, Diesing P, Boenik U (2002): Evaluierung der Messmethoden zur Bewertung des therapeutischen Nutzens von Antidekubitus-Systemen. *Biomed Eng* 47, 816–819
- Höncher F: Biomechanik des Stehens auf Schrägen. Masterthesis Georg-August-Universität Göttingen 2012
- Honnart F (1974): Anatomie et physiologie de lavant pied. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 60, 107–112
- Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP (2002): The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J. Orthop. Res.* 20, 101–107
- Imhoff A, Zollinger-Kies H: *Fußchirurgie*; Thieme 2004
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F: Human Locomotion; In: Human walking, Zitat S.2; hrsg. v. Rose J, Gamble JG, 3. Auflage; Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2006
- Kaufman RK, Sutherland DH: Kinematics of Normal Human Walking; In: Human walking; hrsg. v. Rose J, Gamble JG, 3. Auflage; Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2006
- Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ (1985): Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomech Eng* 7, 282–288
- Kistler Instrumente AG, Winterthur: Betriebsanleitung Mehrkomponenten-Messplattform für die Biomechanik: Typ 9278C; http://www.kistler.com/ch_de-ch/13_Productfinder/App.9287C/Grosse-Mehrkomponenten-Messplattform-mit-Ladungsausgang.html
- Kitaoka HB, Alexander I. J., Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M (1994): Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 15, 349–353
- Koebke J: Statik und Kinetik des menschlichen Fußes. In: Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Fuß; hrsg. v. Arnold J, Wirth C. Thieme, Stuttgart 2002, 1–8
- Kotter A, Wieberneit J, Braun W, Rüter A (1997): The Chopart dislocation: results of a frequently underestimated lesion.: A clinical study. *Der Unfallchirurg* 100, 737–741
- Krämer W (1923): III. Ein Fall von Luxation im Chopartschen Gelenk. *Langenbecks Arch Chir* 178, 136–139
- Kummer B (1967): Funktionelle Anatomie des Vorfußes. *Z Orthop* 103
- Kuo RS, Tejwani NC, Digiovanni CW, Holt SK, Benirschke SK, Hansen ST, JR, Sangeorzan BJ (2000): Outcome after open reduction and internal fixation of Lisfranc joint injuries. *J Bone Joint Surg Am* 82, 1609–1618
- Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC (2003): Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture* 17, 106–112
- List R, Unternährer S, Ukelo T, Wolf P, Stacoff A (2008): Erfassen der Vor- und Rückfußbewegungen im Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56, 43–49

- Lobmann R, Kayser R, Kasten G, Kasten U, Kluge K, Neumann W, Lehnert H (2001): Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: a prospective study. *Diabet Med* 18, 314–319
- Lord M (1981): Foot pressure measurement: A review of methodology. *Journal of Biomedical Engineering* 3, 91–99
- Maerschalk P (1982): Luxationsfrakturen im Lisfrancschen Gelenk. *European Journal of Trauma* 8, 112–124
- Main BJ, Jowett RL (1975): Injuries of the midtarsal joint. *J Bone Joint Surg Br* 57-B, 89–97
- Malgaigne JF (1843): Mémoire sur la fracture par écrasement du calcanéum *J Chir* 1, 2-13
- Manter JT (1941): Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec* 80, 397–410
- Martin PG, Crandall JR, Pilkey WD (2000): Injury trends of passenger car drivers in frontal crashes in the USA. *Accident Analysis & Prevention* 32, 541–557
- Mawhinney IN, McCoy GF (1995): The crushed foot. *J R Coll Surg Edinb* 40, 138–139
- Meyer T (2003): Der Respiratorische Quotient (RQ). *Dtsch Z Sportmed* 1, 29–30
- Mittlmeier T (1998): Diagnostik und Therapie der Bandverletzungen des Fußes. *Der Unfallchirurg* 101, 137–148
- Mittlmeier T, Beck M (2007): Verletzungen der Fußwurzel. *Fuß & Sprunggelenk* 5, 74–87
- Mittlmeier T, Beck M (2011): Verletzungen der Fußwurzel: *Der Chirurg* 82, 169–188
- Morris JRW (1973): Accelerometry--A technique for the measurement of human body movements. *Journal of Biomechanics* 6, 733–736
- Müller M: *Chirurgie für Studium und Praxis: Unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges und der mündlichen Examina in den Ärztlichen Prüfungen*; 2012/13, 11. Auflage; Med. Verl.- und Informationsdienste, Breisach am Rhein 2011
- Murray MP, Drought AB, Kory RC (1964): Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Joint Surg Am* 46, 335–360
- Murray MP, Kory RC, Clarkson BH (1969): Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 24, 169–178
- Myerson MS (1991): Management of compartment syndromes of the foot. *Clin Orthop Relat Res*, 239–248
- Myerson MS (1999): The diagnosis and treatment of injury to the tarsometatarsal joint complex. *J Bone Joint Surg Br* 81-B, 756–763
- Myerson MS, Fisher RT, Burgess AR, Kenzora JE (1986): Fracture dislocations of the tarsometatarsal joints: end results correlated with pathology and treatment. *Foot Ankle* 6, 225–242

- Myerson MS, McGarvey WC, Henderson MR, Hakim J (1994): Morbidity After Crush Injuries to the Foot. *J Orthop Trauma* 8, 343–349
- Nietert M: The compromise pivot axis of the knee joint: Studies of the kinematics of the human knee joint in regard to their approximation in prosthetics; Shaker, Aachen 1975
- Nussbaum MC: Aristotle's de Motu Animalium (Princeton paperbacks); Princeton University Press, Chichester 1985
- Onodera AN, Sacco ICN, Morioka EH, Souza PS, Sá MR de, Amadio AC (2008): What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *The Foot* 18, 142–149
- Paul JP (1970): The effect of walking speed on the force actions transmitted at the hip and knee joints. *Proc R Soc Med* 63, 200–202
- Peicha G, Lajtai G, Preidler K, Grechenig W (2001a): Lisfranc'sche Gelenkfrakturen — Diagnostik und Therapie. *Eur J Surg* 33, 23–27
- Peicha G, Preidler KW, Lajtai G, Seibert FJ, Grechenig W (2001b): Diagnostische Wertigkeit von Nativröntgen, Computer- und Magnetresonanztomographie beim akuten Hyperflexionstrauma des Fußes Eine prospektive klinische Studie. *Der Unfallchirurg* 104, 1134–1139
- Peicha G, Labovitz J, Seibert FJ, Grechenig W, Weiglein A, Preidler KW, Quehenberger F (2002): The anatomy of the joint as a risk factor for Lisfranc dislocation and fracture. *J Bone Joint Surg Br* 84, 981–985
- Pereira CJ de, Espinosa EG, Miranda I, Pereira MB, Canto RST de (2008): Evaluation of the surgical treatment of Lisfranc joint fracture-dislocation. *Acta Ortopédica Brasileira* 16, 93–97
- Perry J: Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. 1. Auflage; Urban & Fischer, München 2003, 2
- Petit J: Traité des maladies des os; Hocherau, Paris 1723
- Philbin T, Rosenberg G, Sferra JJ (2003): Complications of missed or untreated Lisfranc injuries. *Foot Ankle Clin* 8, 61–71
- Pickel H, Bühren V (2004): Verletzungen der Fußwurzel, Luxationen und Frakturen im Lisfranc-Gelenk. *Trauma und Berufskrankheit* 6, 186–196
- Putz R, Moriggl B: Anatomie des Fußes. In: *Der Fuß des Läufers*; hrsg. v. Hohmann E, Imhoff AB. Steinkopff, Darmstadt 2007, 3–13
- Quenu E, Küss G (1909): Etude sur les luxations de metatarses. *Rev Chir* 39, 281–1093
- Ralston HJ (1958): Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 17, 277–283
- Ralston HJ: Energetics of Human Walking; In: *Neural control of locomotion*; hrsg. v. Herman RM: Plenum Press. New York 1975
- Rammelt S, Zwipp H: Sprunggelenk und Fuß; In: *Praxisbuch Unfallchirurgie*; hrsg. v. Weigel B, Nerlich M: Springer Berlin. Heidelberg 2005, 765–865

- Rammelt S, Grass R, Schikore H, Zwipp H (2002): Verletzungen des Chopart-Gelenks. *Unfallchirurg* 105, 371–385
- Rammelt S, Biewener A, Grass R, Zwipp H (2005): Verletzungen des Fußes beim polytraumatisierten Patienten: Der Unfallchirurg 108, 858–865
- Randt T, Schikore H, Dahlen C, Zwipp H (1998): Verletzungen der Fußwurzel und des Mittelfußes. *Unfallchirurg* 101, 935–949
- Razak AHA, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y (2012): Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel)* 12, 9884–9912
- Redfern MS, DiPasquale J (1997): Biomechanics of descending ramps. *Gait & Posture* 6, 119–125
- Richter M: Entstehung, Behandlung und Prävention von Frakturen des Mittelfußes: Klinische, unfalltechnische und experimentelle Studien. Med. Habil.-Schr. Hannover 2001
- Richter M, Thermann H, Rheinbaben H von, Schratt E, Otte D, Zwipp H, Tscherne H (1999): Fractures of the foot region of car drivers and passengers: Occurrence, causes and long-term results. *Unfallchirurg* 102, 429–433
- Richter M, Wippermann B, Krettek C, Schratt H (2001): Fractures and Fracture Dislocations of the Midfoot: Occurrence, Causes and Long-term Results. *Foot Ankle Int* 22, 392–398
- Richter M, Thermann H, Huefner T, Schmidt U, Kretter C (2002): Aetiology, treatment and dislocations and fracture Aetiology, treatment and outcome in Lisfranc joint dislocations and fracture dislocations. *J Orthop Trauma* 8, 21–32
- Richter M, Thermann H, Huefner T, Schmidt U, Goesling T, Krettek C (2004): Chopart joint fracture-dislocation: initial open reduction provides better outcome than closed reduction. *Foot Ankle Int* 25, 340–348
- Richter M, Geerling J, Zech S, Goesling T, Krettek C (2005): Intraoperative Three-Dimensional Imaging With a Motorized Mobile C-Arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in Foot and Ankle Trauma Care: A Preliminary Report. *J Orthop Trauma* 19, 259–266
- Rohen JW, Lütjen-Drecol E: Funktionelle Anatomie des Menschen: Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten. 11. Auflage; Schattauer, Stuttgart 2006
- Root ML, Orien WP, Weed JH: Normal and abnormal function of the foot; *Clinical Biomechanics Corp.*, Los Angeles 1977
- Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt S (2010): Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. *J Rehabil Res Dev* 47, 419–429
- Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H (2011): Die Nutzung von Unterschenkelorthesen im Rahmen der konservativen Behandlung der Gonarthrose. *Med Orth Tech* 131, 68–77
- Shapiro MS, Wascher DC, Finerman GAM (1994): Rupture of Lisfranc's Ligament in Athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 22, 687–691

- Spoor CW, van Leeuwen JL, Meskers CGM, Titulaer AF, Huson A (1990): Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. *Journal of Biomechanics* 23, 1247–1259
- Statistisches Bundesamt W: Verkehrsunfälle: Unfälle von Frauen und Männern im Straßenverkehr. www.destatis.de
- Stillman JD, Muybridge E: The horse in motion as shown by instantaneous photography: with a study on animal mechanics founded on anatomy and the revelations of the camera, in which is demonstrated the theory of quadrupedal locomotion. J.R. Osgood and company, Boston 1882
- Stofft E: Funktionelle Anatomie des Fußes. In: Der diabetische Fuß; hrsg. v. Eckardt A, Lobmann R: Springer Heidelberg 2005, 13–24
- Sutherland DH (1966): An Electromyographic Study of the Plantar Flexors of the Ankle in Normal Walking on the Level. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 48, 66–71
- Sutherland DH, Cooper L, Daniel D (1980): The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *J Bone Joint Surg Am* 62, 354–363
- Tewari M, Shukla HS (2005): Sushruta: 'The Father of Indian Surgery'. *Indian J Surg* 67, 229–230
- Tillmann B (1977): Beitrag zur funktionellen Anatomie des Fußes. *Orthop Prax* 10, 691–697
- Townsend MA, Izak M, Jackson RW (1977): Total motion knee goniometry. *Journal of Biomechanics* 10, 183–193
- Trevino SG, Kodros S (1995): Controversies in tarsometatarsal injuries. *Orthop Clin North Am* 26, 229–238
- Turchin DC, Schemitsch EH, McKee MD, Waddell JP (1999): Do Foot Injuries Significantly Affect the Functional Outcome of Multiply Injured Patients? *Journal of Orthopaedic Trauma* 13
- Tzyy-Yuang Shiang, Shin-Hwa Lee, Shwn-Jen Lee, Woei Chyn Chu (1998): Evaluating different footprints parameters as a predictor of arch height. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE* 17, 62–66
- Verdonck A (2007): Anwendung und Fallbeispiele zum Einsatz biokinetischer Messverfahren. <http://www.sportkrankenhaus.de>
- Vicon Motion Systems Ltd: Vicon Hardware User Manual, Oxford 2002
- Vogt L, Banzer W (2005): Instrumentelle Ganganalyse. *Dtsch Z Sportmed* 4, 108–109
- Vuori J, Aro H (1993): Lisfranc joint injuries: Trauma mechanism and associated injuries. *J Trauma* 35, 40–45
- Waldmann D: Biomechanik des Gehens auf verschiedenen Neigungen: eine kinetische, kinematische und elektromyographische Untersuchung. Hausarbeit zur Erlangung des Magistergrades (M.A.) Georg-August-Universität Göttingen 2006
- Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R (1988): Energy-speed relationship of walking: Standard tables. *J orthop res* 6, 215–222

- Weaver TD, Klein RG: The Evolution of Human Walking; In: Human walking; hrsg. v. Rose J, Gamble JG, 3.th. Auflage: Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia 2006
- Weber WE, Weber EF: Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch- physiologische Untersuchung: Nebst einem Hefte mit 17 Tafeln anatomischer Abbildungen; Dieterichsche Buchhandlung, Göttingen 1836
- White SC, Tucker CA, Brangaccio JA, Lin HY (1996): Relation of vertical ground reaction forces to walking speed. *Gait & Posture* 4, 206-206
- Wilson DW (1972): Injuries of the tarso-metatarsal joints: Etiology, Classification and Results of Treatment. *J Bone Joint Surg Br* 54-B, 677-686
- Winter DA (1983): Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clin Orthop Relat Res*, 147-154
- Winter DA (1984): Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Human Movement Science* 3, 51-76
- Wirth C, Püschmann H, Bischoff H, Neu J, Mutschler W: Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie: vermeiden - erkennen - behandeln; Thieme 2009
- Wiss DA, Kull DM, Perry J (1987): Lisfranc Fracture-Dislocations of the Foot: A Clinical-Kinesiological Study. *Journal of Orthopaedic Trauma* 1, 267-274
- Wolf JH (2000): François Chopart (1743-1975) - Erfinder der partiellen Fußamputation in der *Articulatio tarsi transversa*. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 12, 341-344
- World Health Organization: Obesity: Preventing and Managing the Global Epidemic. Report of a WHO Consultation on Obesity, Genf 1998
- Wünschel M (2011): Arthrodesis of the foot and ankle. *Orthopäde* 40, 407-414
- Zeje Y, Yanming Y, Qihang W, Wenlian L (1996): A new system for three-dimensional kinematic trajectory acquisition and analysis--I. The application of an ultrasonic technique to human gait analysis. *Med Eng Phys* 18, 420-426
- Zwipp H: Chirurgie des Fußes. Springer-Verlag, Wien 1994
- Zwipp H (2001): Historie, Anatomie und Biomechanik. *Unfallchirurg* 3, S183-S191
- Zwipp H (2009): Verletzungen des Fußes. *Trauma Berufskrankh* 11, 249-260
- Zwipp H, Scola E, Schlein U, Riechers D (1991): Verrenkungen der Sprunggelenke und der Fußwurzel. *Hefte Unfallheilkd* 220, 81-82
- Zwipp H, Dahlen C, Randt T, Gavlik JM (1997): Complex trauma of the foot. *Der Orthopäde* 26, 1046-1056
- Zwipp H, Rammelt S, Holch M, Dahlen C (1999): Die Lisfranc-Arthrodesse nach Fehlheilung. *Der Unfallchirurg* 102, 918-923

9 Anhang

Anhang 1

Patientenanschreiben

Informationsschreiben zur klinischen Studie

„Analyse der Spätergebnisse und Ganganalyse bei Patienten nach operativ versorgter Fußwurzelgelenkfraktur“

mit der Bitte um eine freiwillige Teilnahme.

Sehr geehrte(r) Herr/Frau NN,

Sie wurden im Rahmen einer Fußwurzelgelenksverletzung im Universitätsklinikum Göttingen von uns behandelt. Im Rahmen einer Forschungsarbeit untersuchen wir die Ergebnisse nach Fußwurzelverletzungen. In Göttingen wurden verschiedene Operationsverfahren bei Verletzungen der Fußwurzelgelenke in den letzten Jahren durchgeführt.

Ziel der Arbeit ist es, aus den Ergebnissen Schlüsse für evtl. neue Operationsverfahren zu erhalten. Mit Ihren Angaben helfen Sie, dieses Ziel zu erreichen. Um dies tun zu können, benötigen wir einen möglichst genauen Eindruck über Ihr derzeitiges Befinden bzw. den Zustand Ihres Fußes und Ganges. Dazu würden wir uns gern einen persönlichen Eindruck von Ihnen und Ihrem Gangbild machen. Die Teilnahme an der Studie insgesamt ist freiwillig. Risiken bestehen für Sie durch Teilnahme an der Studie nicht.

Wir möchten Sie freundlich bitten, uns bis zum NN. Monat 2011 mitzuteilen, ob Sie mit einer Teilnahme an dieser Studie einverstanden sind. Ein frankierter Rückumschlag liegt bei.

Im Falle einer positiven Rückantwort werden wir uns telefonisch bei ihnen melden, um mit Ihnen einen Termin für eine Nachuntersuchung und Ganganalyse zu vereinbaren. Der zeitliche Rahmen für diesen Termin liegt bei einer Stunde.

Bitte beachten Sie: Selbstverständlich werden Ihre Daten im Rahmen der ärztlichen Schweigepflicht anonym und vertraulich behandelt. Ihre Daten werden vollständig anonymisiert, so dass man später nicht zurückverfolgen kann, von wem die Daten sind. Bis zur Komplettierung der Datensätze werden die Datensätze pseudonymisiert. Dies bedeutet, dass die Daten mit einer Verschlüsselung ohne Namensnennung nur mit Nummern versehen werden. Die Zuordnung der Daten ist nur möglich, wenn hierfür der Schlüssel eingesetzt wird, mit dem die Daten pseudonymisiert wurden. Die Personen bezogenen Daten werden unter besonderen Schutzvorkehrungen getrennt von den pseudonymisierten Daten aufbewahrt. Eine Entschlüsselung ist nur durch den verantwortlichen Studienarzt möglich. Dritte erhalten keinen Einblick in die Originalunterlagen.

Wir weisen Sie darauf hin, dass die Teilnahme vollkommen freiwillig ist, aber Sie helfen uns, mit Ihrer Mitarbeit die Behandlung zukünftiger Patienten zu verbessern. Sie können Ihre Teilnahme und das Einverständnis zur Datennutzung und -speicherung jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen.

Vielen Dank für Ihre Mitarbeit.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. K. Dresing

Einverständniserklärung zur Mitwirkung an der klinischen Studie

**„Analyse der Spätergebnisse und Ganganalyse bei Patienten
nach operativ versorgter Fußwurzelgelenkfraktur“**

Ich, (bitte in Druckbuchstaben) wurde von meinem Arzt vollständig über Wesen, Bedeutung und Tragweite der klinischen Prüfung mit dem o.g. Titel aufgeklärt. Ich habe den Aufklärungstext gelesen und verstanden. Ich hatte die Möglichkeit Fragen zu stellen, und habe die Antworten verstanden und akzeptiere sie. Ich weiß, dass durch die Teilnahme für mich keine zusätzlichen Risiken entstehen. Über den möglichen Nutzen der Studie wurde ich informiert.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zur Teilnahme an dieser Studie zu entscheiden und weiß, dass die Teilnahme freiwillig ist. Ich weiß, dass ich jederzeit und ohne Angaben von Gründen diese Zustimmung widerrufen kann, ohne dass dadurch Nachteile für mich.

Mir ist bekannt, dass meine persönlichen Daten in pseudonymisierter Form (im beiliegenden Informationsschreiben ausführlich erklärt), gespeichert werden. Die Grundsätze der ärztlichen Schweigepflicht bleiben gewahrt.

Es erfolgt keine Weitergabe der Daten.

Ich habe eine Kopie der Patienteninformation und dieser Einwilligungserklärung erhalten. Ich erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme an dieser klinischen Studie.

Göttingen, den

.....

Unterschrift des Patienten

.....

Unterschrift des Arztes

Anhang 2

1.) DATENERHEBUNGSBOGEN (Krankenakte)

Initialien: _____

Pat.-Nr.: _____

A Persönliche Angaben

A 10 Geschlecht: männlich/weiblich

A 20 Geburtsdatum: ____ . ____ . ____

A 30 Alter in Jahren: ____ Jahre

A 40 Alter beim Unfall: ____ Jahre

A 50 Beruf: _____

B Vorgeschichte

B 10 Vorschaden: ____ nein / ja

B 20 Art des Vorschadens: _____

B 30 Jahre vor Unfall: ____ Jahre

B 40 MdE vor Unfall: ____ %

C Unfalldaten

C 10 Unfalldatum: ____ . ____ . ____

C 20 Unfallort:

C 21 . Arbeitsstelle

C 22 . Wohnung

C 23 . Verkehrsunfall

C 24 . Sportunfall

C 25 . _____

C 30 Unfallursache

C 31 . Sturz

C 32 . Überrolltrauma

C 33 . Einklemmung, Quetschung

C 34 . Auto

C 35 . Motorrad

C 36 . _____

C 40 Unfallhergang: _____

D Klinischer Verlauf extern

D 10 Vorbehandlung in externer Klinik: nein / ja, in _____

D 20 Dauer der Vorbehandlung: _____Tage

D 40 Auswärtige Therapie: _____

E Allgemeines

E 10 Zeit Unfall --> Aufnahme: _____Tage

E 20 Diagnose: Monotrauma / Polytrauma

F Fußverletzungen

F 10 verletzte Seite: rechts / links

F 20 + F 30 Frakturen (Form):

F 21 . Keine

F 22 . Calcaneus

F 23 . Talus

F 24 . Os naviculare

F 25 . Os cuboideum

F 26 . Os cuneiforme (mediale)I

F 27 . Os cuneiforme (intermedium)II

F 28 . Os cuneiforme (laterale)III

F 29 . Metatarsale

F 30 . Phalanx

F 40 offene Fraktur: nein / ja

F 50 Fragmentdislokation: nein / ja

F 60 Luxationen

F 61 . Keine

F 62 . Os naviculare

F 63 . Os cuboideum

F 64 . Os cuneiforme

F 65 . Chopart-Gelenk

F 66 . Lisfranc-Gelenk

G Weichteilverletzung

G 10 Keine

G 20 Schwellung: minimal / mittel / maximal

G 30 Hämatom: minimal / mittel / maximal

G 40 Blasenbildung: nein / ja

G 50 Gefäßverletzung: nein / ja

G 60 Nervenverletzung: nein / ja

G 70 Bandverletzung: nein / ja

G 80 Muskelverletzung: nein / ja

H Begleitverletzungen

H 10 Keine

H 20 Untere Extremität: _____

H 21 . Tibia, gleichseitig: _____

H 22 . Tibia, gegenseitig: _____

H 23 . Fibula, gleichseitig: _____

H 24 . Fibula, gegenseitig: _____

H 25 . Knie, gleichseitig: _____

H 26 . Knie, gegenseitig: _____

H 30 Becken: _____

H 40 Abdomen: _____

H 50 Wirbelsäule: _____

H 60 Thorax: _____

H 70 Obere Extr.: _____

H 80 Schädel: _____

J Konservative Therapie

J 10 Keine konservative Therapie

J 20 Konservativ nach Tagen

J 30 Hochlagerung

J 40 Gipsfixation Liegegips Wochen

J 50 Gipsfixation Gehgips Wochen

K Operative Therapie

K 10 Operativ nach _____ Tagen

K 20 - 40 Maßnahmen

K 20 . geschlossene Reposition

K 21 . offene Reposition

K 22 . Entfernung von Knochenteilen

K 25 . percutane Kirschnerdrähte

K 26 . offene Kirschnerdrähte

K 27 . Spongiosaschraube

K 28 . Fixateur externe

K 29 . Fascienspaltung

K 30 . Spongiosaplastik

K 31 . Gipsfixation Liegegips _____ Wochen

K 32 . Gipsfixation Gehgips _____ Wochen

L Therapie (spätere)

L 10 Therapie (spätere) nach _____ Tagen

L 11 . Keine

L 12 . Meshgraft

L 13 . Knochenresektion

L 14 . Spongiosaplastik

L 15 . Fascienspaltung

L 16 . Stabilisierung von Osteosynthesematerial

L 17 . Arthrodese _____

L 20 Entfernung Osteosynthesematerial

L 21 . Keine Osteosynthese

L 22 . entfernt nach _____ Tagen

L 23 . teilweise entfernt nach _____ Tagen, belassen: _____

L 24 . nicht entfernt

L 25 . nicht bekannt

M Komplikationen

M 10 . Keine

M 20 . Infektion

M 30 . Kompartmentsyndrom US

M 40 .Kompartmentsyndrom Fuß

M 50 . gestörte Wundheilung

M 60 . Durchblutungsstörungen

M 70 . Neurologische Störungen

N Rehabilitation

N 10 Krankengymnastik

N 20 Gangschulung

N 30 orthopädische Verordnungen

N 31 . Kompressionsstrümpfe

N 32 . Einlagen

N 33 . orthopädische Schuhe

N 40 Sonstiges

N 41 . Krankenhaustage: _____ Tage

N 42 . _____

Anhang 3

2.) PATIENTENFRAGEBOGEN

Pat.-Nr.:

O Unfallhergang

O 10 - 60 Was für einen Unfall haben Sie erlitten?

O 11 . Arbeitsunfall

O 12 . Sturz aus _____ Meter Höhe

O 13 . Einklemmung in: _____

O 14 . Überrollen des Fußes durch: _____

O 20 Autounfall

O 21 . Frontalzusammenstoß mit: _____

O 22 . Seitenaufprall mit: _____

O 23 . Fahrer / Beifahrer / Rückbank

O 24 . angeschnallt / nicht angeschnallt

O 25 . PKW-Marke _____, Modell _____, BJ _____

O 30 Motorradunfall

O 31 .Zusammenstoß mit: _____

O 32 . Fahrer / Sozius

O 40 Fahrradunfall

O 50 Sportunfall: _____

O 60 Sonstiger Unfall: _____

P Schmerzen

P 10 Bestehen Schmerzen im Bereich des ehemals verletzten Fußes?

P 11 . vollständige Schmerzlosigkeit

P 12 . sehr leichte und intermittierende Schmerzen, die eine normale
Tätigkeit nicht verhindern

P 13 . Schmerzen nur nach dem Gehen, verschwinden schnell in Ruhe

P 14 . starke, aber erträgliche Schmerzen mit beschränkter Berufsausübung

P 15 . starke Schmerzen beim Gehen, die die Berufsausübung verhindern

P 16 . sehr starke Schmerzen, die den Schlaf verhindern

P 17 . sehr starke ständige Schmerzen

P 20 Haben Sie in bestimmten Situationen Schmerzen?

P 21 . nein

P 22 . besonders morgens nach dem Aufstehen

P 23 . besonders abends

P 24 . bei Wetterumschwüngen

P 25 . beim Stehen

P 26 . in der Kälte

P 27 . in der Wärme

P 28 . beim Heben von schweren Lasten

P 30 Wo bestehen diese Schmerzen? _____

P 40 Haben Sie Schmerzen im nicht verletzten Fuß?

P 41 . nein

P 42 . Ja und zwar folgende: _____

Q Gang

Q 10 Wie gut können Sie am Stück gehen?

Q 11 . mehr als 10 Kilometer ohne Beschwerden

Q 12 . zwischen 5 und 10 Kilometer

Q 13 . zwischen 1 und 5 Kilometer

Q 14 . zwischen 500 Meter und 1 Kilometer

Q 15 . weniger als 500 Meter

Q 20 Haben Sie ein unsicheres Gefühl beim Gehen?

Q 21 . nein

Q 21 . auf unebenen Böden

Q 22 . beim Treppensteigen

Q 23 . ohne besonderes Schuhwerk (Einlagen, Strümpfe usw.)

Q 24 . beim Barfußgehen

Q 25 . im Dunkeln

R Steifheit der Fußgelenke, Schwellneigung, Gefühlsstörungen

R 10 Verspüren Sie Steifheit der Fußgelenke?

R 11 . nein

R 12 . selten

R 13 . ab und zu, z.B. bei: _____

R 14 . immer

R 20 Wo verspüren Sie diese Steifheit?

R 30 Besteht eine Schwellneigung im Bereich des Fußes?

R 31 . nie

R 32 . besonders nach langem Stehen

R 33 . besonders abends

R 34 . besonders morgens

R 35 . nach längerer Belastung

R 36 . immer (auch in Ruhe)

R 40 Haben Sie Gefühlsstörungen im Fuß?

R 41 . nein

R 42 . Ameisenlaufen

R 43 . Kribbeln

R 44 . Taubheitsgefühl

S Gehhilfen

S 10 Welche Gehhilfen benutzen Sie?

S 11 . Keine

S 12 . orthopädische Strümpfe

S 13 . Einlagen und zwar: _____

S 14 . orthopädische Schuhe

S 15 . Stock

S 16 . Krücken

S 20 Wann benutzen Sie diese Gehhilfen?

S 21 . immer

S 22 . nur bei der Arbeit

S 23 . nur in der Freizeit

S 24 . selten

T Soziales

T 10 Beruf

T 11 . erlernter Beruf: _____

T 12 . ausgeübter Beruf: _____

T 20 Ist Ihre Erwerbsfähigkeit durch die Verletzung dauernd vermindert?

T 21 . Nein

T 22 . Ja, MdE _____ %

T 30 Mussten Sie Ihren Beruf wegen der Verletzung wechseln?

T 31 . Nein

T 32 . Nein, aber es wurden folgende Maßnahmen von Seiten des Betriebes
getroffen: _____

T 33 . Ja, Beruf vor Unfall: _____

T 40 Beruf heute: _____

T 50 Kommen Sie in Ihrem jetzigen Beruf zurecht?

T 51 . Ja

T 52 . Nein, weil: _____

T 60 Betreiben Sie Sport? (Freizeit / Hobbys)

T 61 . Nein

T 62 . Radfahren

T 63 . Laufen

T 64 . Schwimmen

T 65 . Wandern

T 66 . Sonstiges: _____

T 70 Gibt es Aktivitäten, die Sie seit dem Unfall nicht mehr ausüben können?

T 71 . Nein

T 72 . Ja und zwar: _____

U Vorgeschichte

U 10 Hatten Sie schon vor dem Unfall Fußbeschwerden?

U 11 . Nein

U 12 . Ja und zwar: _____

U 20 Wurden bei Ihnen vor dem Unfall Fußdeformitäten festgestellt?

U 21 . Nein

U 22 . Hohlfuß / Plattfuß / Spreizfuß

V Abschließende Betrachtung

V 10 Wie sind Sie mit der Behandlung allgemein zufrieden?

V 11 . sehr zufrieden

V 12 . zufrieden

V 13 . unzufrieden

V 20 Wie sind Sie mit Ihrem Behandlungsergebnis zufrieden?

V 21 . sehr zufrieden

V 22 . zufrieden

V 23 . unzufrieden

V 30 Was stört Sie jetzt noch am meisten?

V 31 . Bewegungseinschränkung

V 32 . Schmerzen

V 33 . Kosmetische Belange

V 34 . Sonstiges:

V 40 Wie sieht Ihr Gesamturteil aus?

V 41 . sehr gut

V 42 . gut

V 43 . befriedigend

V 44 . ausreichend

V 45 . mangelhaft

V 46 . schlecht

Anhang 4

3.) PROTOKOLL KLINISCHE UNTERSUCHUNG

W Inspektion und Palpation

W 10 Allgemeinzustand:

W 11 . altersentsprechend

W 12 . nicht altersentsprechend

W 13 . Größe: _____cm

W 14 . Gewicht: _____ kg

W 15 . Verletzter Fuß ist: rechts / links

W 20 bei Druck:

W 21 . kein Schmerz

W 22 . leichter Schmerz: _____

W 23 . starker Schmerz: _____

W 30 Narben:

W 31 . keine

W 32 . mit der Unterlage verschieblich

W 33 . nicht verschieblich

W 34 . breites Keloid

W 35 . reizlos

W 36 . schmerzempfindlich

W 37 . Taubheitsgefühl

W 40 Schwellung:

W 41 . keine

W 42 . leicht: _____

W 43 . deutlich: _____

W 50 Sensibilität

W 51 . intakt

W 52 . Hypästhesie

W 53 . Dysästhesie

W 60 Durchblutung (Pulse)

rechts / links

+ vorhanden
(+) abgeschwächt
- fehlt

W 61 . A. tibialis post

W 62 . A. dorsalis pedis

W 70 Rekapillarisation

W 71 . bis 2 Sekunden

W 72 . über 2 Sekunden

W 80 Haut

W 81 . normale Farbe

W 82 . blaß

W 83 . livide

W 84 . zyanotisch

W 85 . gerötet

W 86 . braun verfärbt

W 87 . normale Feuchtigkeit

W 88 . trocken

W 89 . feucht

W 90 . normale Temperatur

W 91 . warm

W 92 . kalt

W 100 Reflexe

W 101 . Patellarsehnenreflex: _____

W 102 . Achillessehnenreflex: _____

W 110 Sonstiges

W 111 . Beschwielung der Fußsohle _____

W 112 . Fistelbildung _____

W 113 . Ulcera _____

W 114 . _____

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig angefertigt habe. Es wurden nur die in der Arbeit ausdrücklich benannten Quellen und Hilfsmittel benutzt. Wörtlich oder sinngemäß übernommenes Gedankengut habe ich als solches kenntlich gemacht.

Ort, Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Mein Name ist Jakob Schmitt. Geboren wurde ich am 20.09.1985 in Erfurt als Sohn der Kieferorthopädin Mechthild und des Restaurators Matthias Schmitt. Meine schulische Laufbahn fand ebenfalls in Erfurt statt. 2004 erreichte ich die allgemeine Hochschulreife.

Im Oktober 2005 nahm ich das Studium der Humanmedizin an der Georg-August-Universität Göttingen auf. Meine Approbation als Arzt erhielt ich am 28. Juni 2012.

Seit dem 1. Januar 2013 arbeite ich als Assistenzarzt in der Abteilung für Augenheilkunde des Krankenhauses St. Joseph-Stift in Bremen.