

Aus der Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie
am RoMed Klinikum Rosenheim – Lehrkrankenhaus der Ludwig-Maximilians-
Universität zu München

Vorstand: Chefarzt Prof. Dr. med. Gerd Regel

Einfluss der Lumbopelvinen Bewegungsstörung auf das
baropedographische Image

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Sebastian Igor Wagner

aus
München

2016

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. gerd Regel

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Andreas Fottner
Prof. Dr. Klaus A. Milachowski

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.2016

für meine Kinder:

Julius Fjodor, Maribelle Tuulikki, Rosalie Luna

Inhaltsverzeichnis:

1 Einleitung	7
1.1 Lumbopelvine Bewegungsstörung – Pedographie	7
1.2 Begriffsklärung – Lumbopelvine Bewegungsstörung	7
1.3 Prävalenz Lumbopelvine Bewegungsstörung	10
1.4 Anatomie des Iliosakralgelenks in Bezug auf die LPB	11
1.5 Klinische Untersuchung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung	13
1.6 Zielsetzung der Studie	15
1.7 Fragestellungen dieser Studie	15
2 Probandenkollektiv, Material und Methoden	16
2.1 Studienaufbau	16
2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien	17
2.2 Bestimmungsmethode der Lumbopelvinen Bewegungsstörung	18
2.2.1 Bestimmungsmethode Beckenschiefstand	19
2.2.2 Bestimmungsmethode Beinlängendifferenz	20
2.2.3 Bestimmungsmethode Vorlaufphänomen	21
2.3 Manualtherapeutische Technik	22
2.4 Baropedographische Messeinheit	23
2.4.1 Aufbau der baropedographischen Messeinheit	23
2.4.2 emed-n50/D (Developed) System	24
2.4.2.1 emed-n50 Messplattform	24
2.4.2.2 emed Sync Box	25
2.4.2.3 Laufsteg für emed Plattform	25
2.4.2.4 Software emed/D (Developed) für Windows PC	25
2.4.2.5 Datenbank novel light	26
2.4.2.6 Software Report emed professional	26
2.4.2.7 Software novel player	27
2.4.3 Ablauf der Messungen	28

2.5 Baropedographisch erhobene Parameter	29
2.5.1 Kraftmaximum (KM)	29
2.5.2 Spitzendruck (SD)	30
2.5.3 Kontaktzeit (KZ)	31
2.5.4 Kontaktfläche (KF)	31
2.6 Softwarealgorithmen	32
2.7 Gesamtheit der Messwerte	33
2.8 Statistik Software	33
2.9 Zwei-Stichproben t-Test	33
2.10 Mathematischer Symmetrienachweis	33
3 Ergebnisse	35
3.1 Messergebnisse für das Kraftmaximum	35
3.2 Messergebnisse für den Spitzendruck	37
3.3 Messergebnisse für die Kontaktzeit	39
3.4 Messergebnisse für die Kontaktfläche	41
3.6 Anatomische Betrachtung der Ergebnisse	43
3.6.1 Kraftmaximumshift	43
3.6.2 Spitzendruckshift	44
3.6.3 Kontaktzeitveränderung	45
3.6.4 Kontaktflächenveränderung	46
3.6.5 Gesamtbetrachtung der Umlastung	47
3.6.6 Symmetrie	47

4 Diskussion	49
4.1 Studienkohorte	48
4.2 Zugangskriterien / Ausschlusskriterien	50
4.2.1 Zugangskriterium Vorlaufphänomen	50
4.2.2 Zugangskriterium Beckenschiefstand	51
4.2.3 Zugangskriterium funktionelle Beinlängendifferenz	52
4.2.4 Kriterium Erhärtung durch Umkehrbarkeit	54
4.2.5 Ausschlusskriterien	55
4.3 Messmethoden	55
4.3.1 Baropedographie vs. Ganganalyse	55
4.3.2 Variabilitätsausgleich der Einzelmessung	57
4.3.3 Mid-Gait-Methode	58
4.3.4 Sensorendichte	58
4.4 Vergleich mit anatomischer Beinlängendifferenz	58
4.5 Bewertung und Interpretation der pedographischen Imageveränderung	60
4.6 Funktionelle Betrachtung des Gesamtsystems Unterer Bewegungsapparat	62
4.7 Symmetrie gleichbedeutend mit „gesund“?	63
4.8 Liegt das Geheimnis der LPB im ISG?	64
4.9 Forderungen für die klinische Arbeit	68
4.10 Prophylaxe Lumbopelvine Bewegungsstörung	69
4.11 Schlussfolgerungen	71
5 Zusammenfassung	74
6 Danksagungen	76
7 Literaturverzeichnis	77

1. Einleitung

1.1 Die Lumbopelvine Bewegungsstörung (LPB)

Eine Störung der Beweglichkeit der lumbopelvinen Region ist häufig sie beeinflusst (über die funktionelle Kette "Bein" hinweg) den baropodographischen Fußabdruck.

Um eine Bewegungsanalyse oder eine fußorthetische Versorgung frei von diesen Einflüssen zu halten, ist eine Überprüfung des lumbopelvinen Status vor jeder Bewegungsanalyse oder fußorthetischen Versorgung notwendig. Eine Lumbopelvine Bewegungsstörung (LPB) kann auch bei völliger Beschwerdefreiheit vorliegen. Sie findet sich jedoch gehäuft bei Patienten mit Rückenbeschwerden.

1.2 Begriffsklärung – Lumbopelvine Bewegungsstörung

Begriffe, die eine Störung der Beweglichkeit der lumbopelvinen Region beschreiben, gibt es viele. In der Literatur finden sich zahlreiche Beschreibungen und Begriffe: Iliosakral Gelenk(ISG)-Dysfunktion, ISG-Blockade und andere mehr. [1; 2] *siehe auch Tabelle 1*

Eine Zusammenfassung der uneinheitlichen Auffassungen und Nomenklaturen zum Thema der ISG-Pathologien bietet *Kayser* [3] in seinem Literaturüberblick. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der anatomisch-physiologischen Entität der LPB und weniger mit den ISG-(Schmerz)-Pathologien.

Da der Begriff der „ISG-Blockade“ für die hier zu bearbeitende klinische Entität zu eng gefasst scheint, der Begriff der ISG Dysfunktion meistens im Kontext mit ISG-Schmerzphänomenen verwendet wird und die Nomenklatur insgesamt durch Wissenschafts- und Sekundärliteratur hindurch uneinheitlich ist, wird für diese Arbeit der oben schon eingeführte Begriff der Lumbopelvinen Bewegungsstörung (LPB) verwendet.

Die *Lumbopelvine Bewegungsstörung* als Begriff umfasst in dieser Arbeit alle anatomisch-physiologischen und funktionellen Phänomene in Bezug auf Körperhaltung oder Bewegungsablauf, die in der Literatur mit einer ISG-Dysfunktion, dem ISG-Schmerz, des ISG-Schmerzsyndroms und der ISG-Blockade etc. in Verbindung gebracht werden. Die Wahl des wenig geläufigen Begriffs soll die definitorische Offenheit, mit der hier an die klinische Entität der Lumbopelvinen Bewegungsstörung (LPB) herangetreten werden soll, unterstreichen.

Im Kontext dieser Studie, steht die LPB für das Vorliegen folgender klinischer Befunde: funktionelle Beinlängen-Differenz, Beckenschiefstand und gleichzeitiges Vorlaufphänomen. *Eine detaillierte Beschreibung dieser klinischen Befunde und ihrer Erhebung findet sich im Abschnitt 2.1.1 "Ein- und Ausschlusskriterien".*

Deutsche Begriffe	Englische Begriffe	Autor / Quelle
Blockierung des ISG		[4]
	Mechanical dysfunction of the sacro-iliac joint	[5]
Iliosakraldistorsion		[6]
SIG- Problematik		[7]
ISG- Blockierung		[8]
Beweglichkeit der Sakroiliakalgelenke		[9]
Iliosakralgelenk-Dysfunktion		[10]
Kasuloligamentäre Hypomobilität des ISG		[11]
Beckenverwringung		
Blockierung-SIG, Beckenschiefstand, Beckenverwringung, Funktionsstörung des SIG		[12]
Blockierung der Kreuz-Darmbein-Gelenke, ISG-Blockade		[13]
Funktionelle Störung der Iliosakralgelenke, Blockierung der Iliosakralgelenke		[14]
	pain of sacroiliac origin	[15]
	sacroiliac joint pain	[16]
	Pelvic joint syndrome	[17]
	Dysfunction of the Sacroiliac Joint	[5]
	Sacroiliac joint pain Sacroiliac joint dysfunction	[4]
	sacroiliac movement restriction	[18]
	recurrent subluxation of Sacroiliac joint sacroiliac joint dysfunction sacroiliac dysfunction	[19]
	Sacroiliac joint region dysfunction	[20]
	sacroiliac joint pathology sacroiliac joint pain	[21]
	sacroiliac joint syndrome	[22]
	sacroiliac joint dysfunction	[23]
	sacroiliac dysfunction	[24]
	sacroiliac subluxation	[25]
	sacroiliac joint (SIJ) pathology symptomatic SIJ	[26]
	symptoms associated leg length inequality	[27]
	sacroiliac joint hypomobility, innominate torsion	[28]

Tabelle 1: Begriffliche Vielfalt

1.3 Prävalenz Lumbopelvine Bewegungsstörung:

Im Bewegungslabor am Klinikum Rosenheim liegt die Prävalenz einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung in der Gesamtheit der untersuchten Individuen bei ca. 60% (bisher unveröffentlichte eigene Zahlen). Dieses auffällig gehäufte Vorkommen liegt sicher am präselektierten Klientel, jedoch beschreiben auch andere Autoren eine hohe Prävalenz.

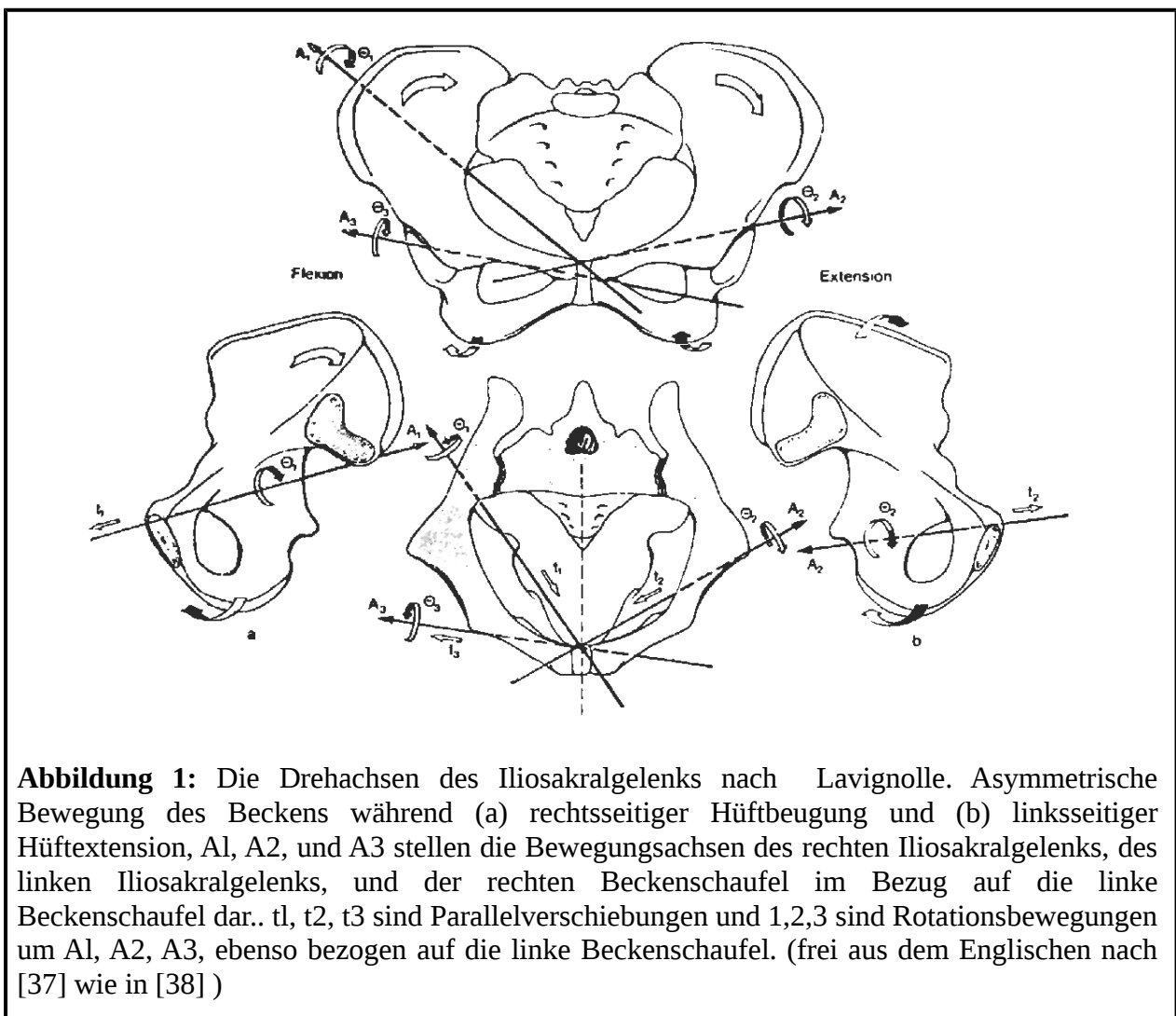
So fanden sich in einer zufällig ausgewählten Kohorte von gesunden, amerikanischen College-Studenten 19 % mit einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung. [29] In einer prospektiven, einfach verblindeten Studie mit 101 gesunden Probanden konnten 20 % von LPB-Positiven identifiziert werden. [30] Auch die Annahme, dass 10-25 % von Low-back-pain, also Fällen von tiefen lumbalen Rückenschmerzen, sekundär auf eine „Iliosakralgelenks-Pathologie“ zurück zu führen sind, ist weithin akzeptiert. [21] [31]

Die weite Verbreitung des Phänomens der LPB hat bisher jedoch nicht zu einer systematischen Aufarbeitung der anatomisch-funktionellen Entität und auch nicht zu einer einheitlichen Nomenklatur der sie umgebenden Pathologien geführt.

Die klinische Entität der Lumbopelvinen Bewegungsstörung ist in ihrer Existenz unstrittig. Die dahinter liegenden physiologisch-anatomischen Vorgänge sind bisher unzureichend erforscht und belegt. Diese Arbeit soll einen Beitrag zur Definition dieser pathophysiologischen Vorgänge leisten und sich der Pathologie an Hand eigener Untersuchungen nähern.

1.4 Anatomie des Iliosakralgelenks in Bezug auf die LPB

Die Anatomie des ISG ist in der individuellen Ausgestaltung variabel, es bestehen geschlechtsabhängige Variationen. Es unterliegt außerdem Veränderungen über die Lebenszeit hinweg. [32] [33] [34] [35] Dass die anatomische Varianz des Iliosacralgelenks groß ist, belegt eine Studie anhand von CT-Untersuchungen an 534 Individuen. Es wurden sechs anatomische Subgruppen definiert, wobei die Autoren anmerken, dass sich kein einziges Gelenk fand, welches in der Form exakt mit einem anderen Gelenk übereinstimmte. [36]



Sinnvollerweise wird es als ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden betrachtet. Um seine Funktionalität zu gewährleisten, müssen Roll-, Rotations- und Gleitbewegungen gleichzeitig stattfinden. Der messbare Umfang der Freiheitsgrade ist gering und variiert in den gesichteten Studien. Ein einheitliches, funktionelles Modell gibt es bisher nicht. [38] (Siehe auch Abbildung 1 auf vorhergehender Seite)

Die klinisch erfassbaren Phänomene der funktionellen Beinlängendifferenz und des Beckenschiefstands bei einer Iliosakralgelenks-Pathologie sind geometrisch über die Abhängigkeit der Kreisbogenlänge vom Radius und Gradmaß zu erklären. (Dies im Bewusstsein, dass es sich um ein stark vereinfachendes Model handelt, da man sich auf eine Bewegungsebene beschränkt):

"Die Länge b eines Kreisbogens mit dem Mittelpunktswinkel α im Gradmaß und dem

Radius r ist
$$b = \pi \cdot r \cdot \frac{\alpha}{180^\circ}.$$
 [39][40]

Durch die gängigen Untersuchungsmethoden wird die LPB durch die Stellung der Darmbeinvorsprünge bzw. anhand der funktionellen Beinlänge erhoben. Dadurch wird die Fehlstellung oder die Bewegung in der „Bewegungsachse“ des ISG durch das Abgreifen in der Distanz (z.B. tastbare Spina oder Crista iliaca) über den verlängerten Arm (Radius) verstärkt. So wird aus einer Verdrehung im Millimeterbereich eine klinisch erfassbare „Messgröße“ im Zentimeterbereich.

Auch Cramer [6] beschreibt diese „Messwert“ Vergrößerung durch die Distanz des Referenzpunkts zum Drehpunkt: "Die [...] beschriebene Drehung der Ilii gegeneinander beträgt – auf die Hüftköpfe als Drehpunkt bezogen – nur 2°–5° Winkelgrade. Da aber die Distanz vom Drehpunkt in den Hüftköpfen zu der Drehachse (durch Symphyse und Iliosakralgelenke) 7–15 cm beträgt, resultiert aus den Verschiebungen von wenigen Millimetern in den Iliosakralgelenken ein „Durchsacken“ des Beckenringes in Höhe der Spinae post sup. von 0,5–1,5 cm." [6]

1.5 Klinische Untersuchung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung

So uneinheitlich wie die Verwendung der Begrifflichkeit, ist auch die diagnostische Erfassung des eigentlichen pathophysiologischen Phänomens der Lumbopelvinen Bewegungsstörung selbst. [15; 41; 42]

Patijn [43] listet 70 Tests zur Untersuchung der Lumbopelvinregion. Die Zuverlässigkeit der Untersucher untereinander (Interuntersucher Reliabilität) der meisten Tests ist unzureichend wie *Vielitz* [7] in seiner Übersichtsarbeit aufzeigt. Durch Kombination von Tests kann die Validität und Interuntersucher Reliabilität gestärkt werden.

Aus diesem Gedanken heraus schlugen *Laslett et al*, wie auch andere Autoren ein System aus mehreren Tests zur Steigerung der Diagnosesicherheit von ISG-Schmerzpathologien vor. [1; 2; 26; 44]

Dieser relativen Steigerung der Verlässlichkeit von Untersuchungsmethoden durch Test-Kombinationen steht die Aussage von *Dreyfuss* [45] entgegen (frei aus dem Englischen): "Diese prospektive Studie evaluierte die diagnostische Nützlichkeit von in der Vergangenheit anerkannten ISG-Tests. Ein multidisziplinäres Expertengremium empfahl 12 der "besten" ISG-Tests, welche gegen das Standardkriterium der zweifelsfreien Schmerzausschaltung nach Lokalanästhesiegabe in das ISG-Gelenk geprüft werden sollten. Es sollten einzelne Tests oder Gruppen von Tests identifiziert werden, die von ausreichender Aussagekraft sind, um im klinischen Setting von Nutzen zu sein. Bisher gab es noch keine Studie, die körperliche Untersuchungsmethoden zur Erfassung von ISG-Beschwerden gegen ein anerkanntes Standardkriterium evaluierte. Bei 85 Patienten wurden die Anamnesen erhoben und die 12 ISG-Tests von zwei Untersuchern durchgeführt, im Anschluss erfolgte die ISG-Schmerzblockade durch Lokalanästhesie. Eine 90%ige Schmerzausschaltung

wurde als positive Reaktion gewertet, eine Schmerzausschaltung von weniger als 90% wurde als negative Reaktion gewertet. Es gab 45 positive und 40 negative Reaktionen." *Dreyfuss* folgert hieraus – und dies ist in der Diskussion um die Lumbopelvine Bewegungsstörung nicht zu ignorieren – : "Keine der anamnestischen Daten, kein Einzeltest und keine Gruppe von Tests zeigte einen lohnenden diagnostischen Wert. ISG-Schmerzen entziehen sich der diagnostischen Erfassung durch anamnestische Daten und durch die in dieser Studie geprüften Untersuchungsmethoden." [45]

Auch andere Autoren sehen die Untersuchungsmethoden zur Erfassung von ISG-Schmerzpathologien als wissenschaftlich umstritten an, die Problematik entsteht jedoch vor allem aus dem Wunsch heraus, die klinischen Zeichen einer LPB eindeutig einer Iliosakralgelenks-Pathologie im Sinne der Schmerzursache zuzuordnen und so das Iliosakralgelenk als singulären Beschwerdeverursacher festzulegen. [15; 41; 46] [18] [31] [47]

Ein Grund für die schlechte Reliabilität der manualtherapeutischen – häufig palpatorischen – Tests mag das Phänomen der *palpatorischen Illusion* sein. Vor dem auch *Lewit* [48] warnt: "Dieses Phänomen besteht darin, dass falls wir beispielsweise Knochen durch Weichteile palpieren, deren Spannung unterschiedlich ist, die Stellung der unter ihnen liegenden Knochen falsch beurteilt wird."

Das die Anzahl der Untersuchungsmethoden, die zur Erfassung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung dienen, so groß ist (siehe *Patijn* [43]), liegt sicherlich auch daran, dass die zu Grunde liegenden pathophysiologischen Vorgänge noch nicht ausreichend verstanden sind und somit schwer spezifisch zu erfassen sind.

1.6 Zielsetzung der Studie

Die vielen genannten Literaturstellen und die eigene klinische Erfahrung in der Bewegungsanalyse zeigen, dass die Lumbopelvine Bewegungsstörung und ihre komplexen, funktionellen Auswirkungen auf Körperhaltung und gesundheitliches Wohlbefinden eine reale Entität ist - wenn auch derzeit wissenschaftlich nur unzureichend detailliert beschrieben. In Bemühung um Aufklärung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung zugrunde liegenden physiologisch-anatomischen Mechanismen möchte diese Arbeit ihr Augenmerk auf ebensolche physiologisch-anatomische Phänomene richten. Um die Arbeit an der Aufklärung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung aufzunehmen, konzentriert sich diese Arbeit auf die Basis des menschlichen Gangs – auf den Fußabdruck bzw. auf das moderne Äquivalent des Fußabdrucks, die dynamische, digitale Baropedographie. Diese Studie untersucht, ob es durch manualtherapeutisches Beheben einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung zu pedographisch nachweisbaren Gangbildveränderungen kommt.

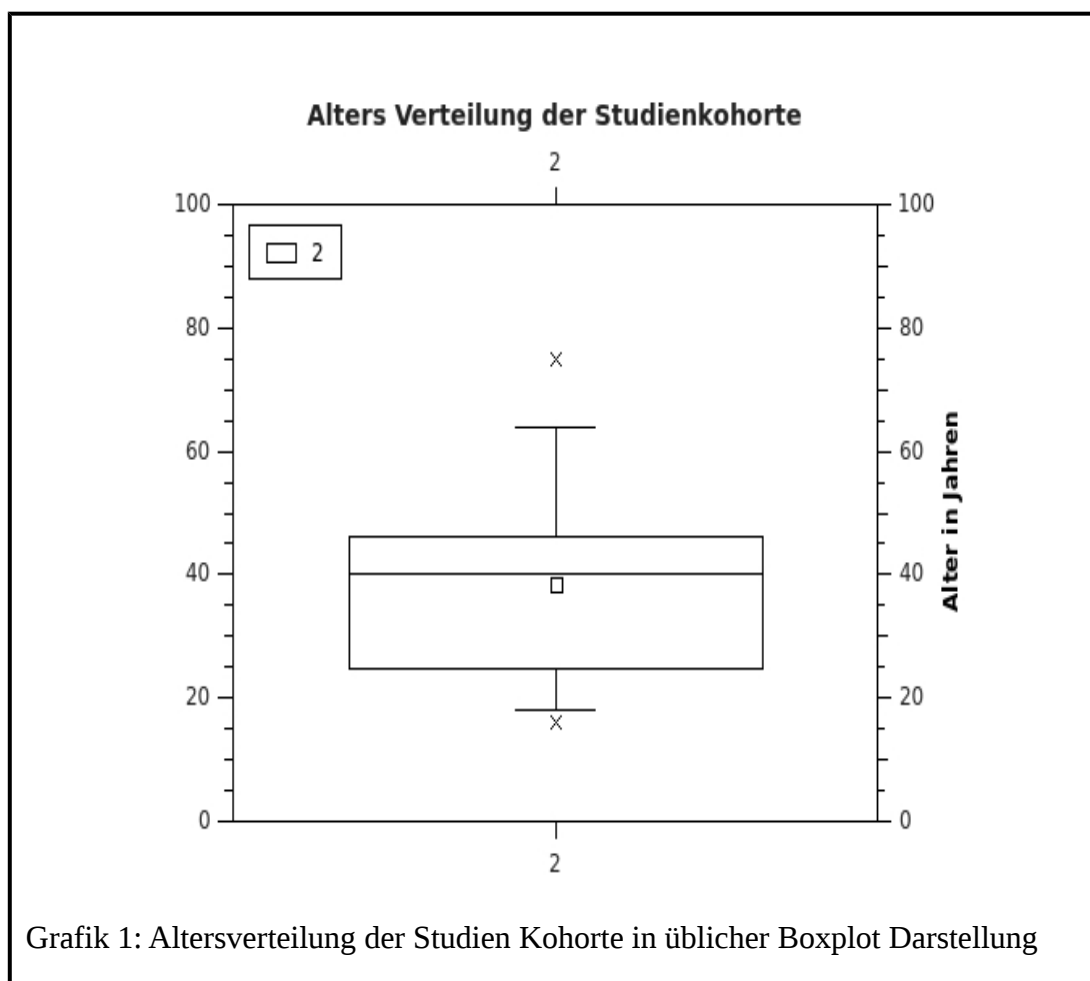
1.7 Fragestellungen dieser Studie:

- a) Welches Bild zeigt sich in der Pedographie bei Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung?
- b) Führt eine manualtherapeutische Traktionsbehandlung zu messbaren und signifikanten Veränderungen der pedographischen Images?
- c) Welche Areale und Messqualitäten des pedographischen Images sind betroffen?
- d) Wie sind diese Veränderungen zu beurteilen und stellen sie eine Annäherung an das „normale“ pedographische Image dar?
- e) Ergeben sich aus den Messergebnissen Forderungen für das klinische Vorgehen?

2. Probandenkollektiv, Material und Methoden

2.1. Studienaufbau

Im Rahmen dieser prospektiven Studie wurden 37 Probanden (18 Frauen, 19 Männer) in den Jahren 2013 und 2014 untersucht. Das Durchschnittsalter lag bei 38,4 Jahren. Der Jüngste war 18 der älteste 75 Jahr alt. (Siehe Grafik 1) 13 Probanden waren



linksseitig betroffen, 24 rechtsseitig. Die Probanden hatten keine relevanten Vorschäden oder Operationen an den unteren Extremitäten und keine Wirbelsäulen-Operation in der Anamnese.

Das Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung ist das primäre

Zugangskriterium für diese Studie. Die Probandengewinnung erfolgte aus dem Klientel des Bewegungsanalyselabors am RoMed-Klinikum Rosenheim.

Die Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie am RoMed-Klinikum Rosenheim betreibt ein Bewegungsanalyse-Labor (M-Lab). Hier werden Patienten aus den verschiedenen Sprechstunden untersucht. Es sind die allgemeine unfallchirurgische Sprechstunde, die berufsgenossenschaftliche Sprechstunde, verschiedene Spezial-Sprechstunden, wie die wirbelsäulenchirurgische Sprechstunde und die fußchirurgische Sprechstunde. Es wurden auch unfallchirurgisch gesunde Probanden im Rahmen von Fitness-Checks und im Rahmen der physiotherapeutischen Ausbildung untersucht. In dieser ungefilterten Gesamtkohorte der Bewegungsanalyse-Patienten fiel, wie oben erwähnt, ein hoher Anteil von Patienten mit Lumbopelviner Bewegungsstörung auf.

Die baropodographische Messung erfolgte vor und nach manualtherapeutischer Behandlung.

2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Eingeschlossen wurden Patienten, die im Sinne dieser Studie positiv für eine Lumbopelvine Bewegungsstörung waren, also bei Vorliegen eines funktionellen Beckenschiefstandes, einer funktionellen Beinlängendifferenz sowie eines funktionellen, pelvinen Vorlaufphänomens (verfrühtes einseitiges nach oben wandern der Spina iliaca posterior superior beim Vorbeugen des Rumpfes), welche sich durch manualtherapeutische Traktionsbehandlung eindeutig aufheben ließen.

Ausgeschlossen wurden Probanden, die relevante Vorveränderungen (z.B. anatomische Beinlängendifferenz) oder Verletzungen der unteren Extremitäten, des Beckens oder der Wirbelsäule aufwiesen.

2.2. Bestimmungsmethode der Lumbopelvinen Bewegungsstörung

Das Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung wurde im Rahmen dieser Studie wie folgt definiert: Funktioneller Beckenschiefstand bei gleichzeitigem Vorhandensein einer funktionellen Beinlängendifferenz sowie gleichzeitigem Vorhandensein eines funktionellen, pelvinen Vorlaufphänomens. *(Die Prüfmethode von Beckenschiefstand, Beinlängendifferenz und pelvinem Vorlaufphänomen wird im nächsten Abschnitt beschrieben).*

Diese drei klinischen Zeichen mussten kongruent d.h. auf der gleichen Körperseite nachweisbar sein. Um sie als transient (funktionell) einstufen zu können, mussten sie nach Traktionsbehandlung zuverlässig aufgehoben sein.

Die Lumbopelvine Bewegungsstörung wurde also nur als positiv eingestuft, wenn die drei klinischen Zeichen kongruent vorhanden waren und sie nachweislich durch Manualtherapie aufgehoben werden konnten.

2.2.1. Bestimmungsmethode Beckenschiefstand

Der Beckenschiefstand wurde folgendermaßen ermittelt: Die Spinae iliacae posteriores superiores (SIPS) bzw. die Cristae iliacae wurden beidseits getastet. Eine gedachte Linie zwischen den beiden wurde mit der Waagrechten (Standebene) verglichen. Die höher liegende Seite wurde als die – im Sinne dieser Studie – von



Abbildung 2: Untersuchungstechnik Beckenschiefstand (rechts betroffene Seite)

einer LPB betroffene Seite definiert. (Siehe Abbildung 2) In Zweifelsfällen wurde dies mit einer speziellen Wasserwaage, wie sie auch bei Gross et al [49] Verwendung fand, verifiziert.

2.2.2. Bestimmungsmethode Beinlängendifferenz

Für die Ermittlung der funktionellen Beinlängendifferenz wurde der Proband auf der Untersuchungsliege zunächst auf dem Rücken liegend gelagert. Es wurde auf die gerade Ausrichtung des Patienten entlang der Sagitalachse geachtet. Nun wurden die distalen Unterschenkel durch den Untersucher locker umfasst. Die Daumen des



Abbildung 3: Untersuchungstechnik Beinlängendifferenz (rechts betroffene Seite)

Untersuchers kommen hierbei auf den Unterschenkelinnenseiten (Medialseite) zu liegen. Nun wurden die Hände nach distal geführt, bis die Daumen auf den medialen Malleolen aufsaßen. Wurde eine sagitale Lagedifferenz der Daumen ermittelt, wurde dies gleich bedeutend mit einer (funktionellen) Beinlängendifferenz gewertet.

Im zweiten Teil der Prüfung wurde der Proband in eine sitzende Position verbracht, die Beine ausgestreckt auf der Untersuchungsliege verbleibend. In dieser Position wurde die oben beschriebene Prüfung der Beinlänge wiederholt. Für das Vorliegen einer funktionellen Beinlängendifferenz musste in der sitzenden Position die sagitale Lagedifferenz aufgehoben sein. Die Seite, auf welcher der Malleolus in Rückenlage

höher (cranialer) zu liegen kam, war die funktionell verkürzte Seite. (siehe Abbildung 3) Sie wurde als im Sinne dieser Studie betroffene Seite definiert.

2.2.3. Bestimmungsmethode Vorlaufphänomen

Der Proband stand mit dem Rücken zum Untersucher, die Beine etwa hüftbreit



Abbildung 4: Untersuchungstechnik Vorlaufphänomen (rechts betroffene Seite)

auseinander und durchgestreckt, die medialen Fußränder parallel ausgerichtet. Die Spinae iliacae posteriores superiores wurden mit den Daumen des Untersuchers lokalisiert. Der Proband beugte sich nun vom Kopf her langsam einrollend mit dem Oberkörper nach vorne, die Daumen des Untersuchers folgten der Bewegung der Spinae. Zeigte eine Seite ein Vorlaufen – das heißt wanderte die Spina verfrüht höher bzw. kranialwärts als die Gegenseite – wurde auf dieser Seite das Vorlaufphänomen als positiv bewertet. Diese Seite wurde somit im Sinne dieser Studie als die betroffene Seite definiert. (siehe Abbildung 4)

2.3. Manualtherapeutische Technik

Rückenlagerung des Probanden auf einer Untersuchungs- liege. Der Proband wurde aufgefordert, sich links und rechts mit den Händen an der Liege festzuhalten. Der Behandelnde umfasste nun mit beiden Händen das Sprunggelenk der betroffenen Seite. Unter Aufnahme von leichtem Tangentialzug wurde das Bein von der



Abbildung 5: Traktionsbehandlung

Untersuchungsliege abgehoben. Unter feinschlägigem, vibrierendem Halten wurden dosierte Tangentialzug-Impulse gesetzt. (siehe Abbildung 5)

2.4. Baropedographische Messeinheit

2.4.1 Aufbau der baropedographischen Messeinheit

Es wurde ein „emed-n50/D (Developed) System“ von Novel Electronics, Novel GmbH, München, Deutschland verwendet. Das Mess-System wurde plan- und verrutschungssicher installiert. An- und Auslaufstrecke betrugen jeweils 3.5 Meter,



Abbildung 6: Aufbau der baropedographischen Messeinheit

die Breite ca. 1 m (siehe Abbildung 6). Dies entspricht den im Allgemeinen geforderten Ansprüchen für baropedographische Messeinheiten zur dynamischen Messung. [50] [51] [4]

2.4.2 emed-n50/D (Developed) System

Die folgenden technischen Beschreibungen sind der Angebotsbeschreibung für das verwendete Messsystem durch Novel Electronics, Novel GmbH, München entnommen:

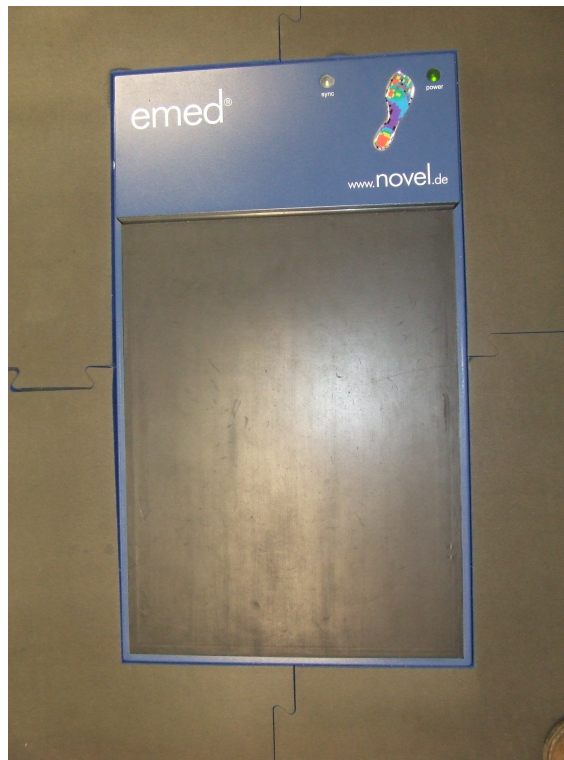


Abbildung 7: emed-n50 Messplattform

2.4.2.1 emed-n50 Messplattform

(siehe Abbildung 7)

- Sensorfläche 475 x 320 mm²
- Ortsauflösung 4 Sensoren/cm²
- Abtastfrequenz 50 Hz

- USB Schnittstelle zur Kommunikation mit Windows PC
- Eingebaute LED zur Synchronisation
- Sync-out Impuls bei erstem belasteten Bild

2.4.2.2 emed Sync Box

- ermöglicht Ausgabe des Sync-Out Signals über BNC-Buchsen an andere Messsysteme,
- Länge des Anschlusskabels zwischen Sync Box und emed System: 4,5 m.

2.4.2.3 Laufsteg für emed Plattform

- bestehend aus einzelnen, ineinander steckbaren Schaumstoffplatten,
- dient dem Höhenausgleich der emed Plattform gegenüber dem Fußboden, wenn diese nicht in den Fußboden eingelassen ist,
- ermöglicht ungestörtes Gehen des Patienten über die emed Plattform.

2.4.2.4 Funktionen der Software emed/D (Developed) für Windows PC

- Dynamische und statische Messung der Druckverteilung
- Speicherung der Messdaten
- Darstellung der Einzelbilder des Abrollvorgangs
- Darstellung des Maximaldruckbildes (MPP)
- Anzeige der geeichten Druckwerte für jeden Sensor
- Anzeige des Zeitverlaufs der Kraft (Vertikalkomponente)
- Ausdruck der Bildschirmanzeige
- Anzeige der Ganglinie
- Anzeige des Zeitverlaufes des Maximaldrucks
- Anzeige des Zeitverlaufes der belasteten Fläche

- Ausdruck der Druckverteilung in Originalgröße (1 : 1)
mit eingeblendeten geeichten Druckwerten für jeden Sensor
auch für große Füße (auf LS Printer)
- Dynamische, farbige Darstellung des Abrollvorgangs
und des Maximaldruckbildes in 3D
- Farbige Isobaren-Darstellung

2.4.2.5 Datenbank novel light

- Datenbank zur Verwaltung der Patientenstammdaten
- Anlegen mehrerer Datenbanken möglich
- Starten der emed Software und
Übernahme der gemessenen Dateien

2.4.2.6 Software Report emed professional

- Diese Software erlaubt die automatische Berechnung der Mittelwerte für jeden Sensor aus mehreren dynamischen Druckverteilungsmessungen. Als Ergebnis wird ein Report generiert, der in standardisierter Form die Ergebnisse darstellt.
- Die erste Seite des Reports enthält die Patientendaten, die Anamnese, Diagnose und Kommentare, die aus der Datenbank übernommen werden. Zwei Abbildungen zeigen die Maximaldruckbilder für den linken und rechten Fuß in 2D und 3D.
Das Firmenlogo kann als Bild eingefügt werden. Die Fußzeile enthält das Datum des Reports, den Arztnamen, das Besuchsdatum, die Patienten ID und den Patientennamen.
- Auf der folgenden Seite des Reports wird das gemittelte Maximaldruckbild und das gemittelte Bild des Druck-Zeit-Integrals im Großformat jeweils für den linken und rechten Fuß dargestellt.
- Zusätzlich zu der Darstellung des gemittelten Maximaldruckbildes enthält dieser Report die Ergebnisse der Druck-, Kraft-, Flächen- und der zeitlichen Belastung in

den zehn verschiedenen Fußregionen:

„Ferse, Mittelfuß, fünf Metatarsalregionen, Großzehe, zweite Zehe und die Region der restlichen Zehen“.

- Die Unterteilung des Fußes in die verschiedenen Regionen erfolgt automatisch mittels eines Fußerkennungsalgorithmus.
- Die Darstellung der regionalen Belastung erfolgt übersichtlich strukturiert in Balkenform jeweils für den linken und rechten Fuß.
- Bei mehreren Messungen werden die Mittelwerte und Standardabweichungen in Balkenform und numerisch für die entsprechenden Fußregionen dargestellt.
- Der pedographische Report liegt im HTML-Format vor und kann direkt per Internet oder Email verschickt werden.
- Ein konventioneller Papierausdruck ist ebenfalls möglich.

2.4.2.7 Software novel player

- Synchronisierte Darstellung der Druckverteilung mit ASCII Daten (z.B. EMG).
- Möglichkeit der Überlagerung dynamischer Druckbilder mit synchronisierten Videobildern (soweit vorhanden).
- Abspeichern der synchronisierten Sequenzen im Standardvideoformat.

2.4.3 Ablauf der Messungen

Der Proband wurde aufgefordert, zunächst einen oder mehrere Probelaufe zu machen, so dass sich eine Vertrautheit mit der Situation einstellte und ein guter Startpunkt gefunden werden konnte. Die Messplatte wurde dabei frühestens mit dem dritten Schritt getroffen. Die Schrittlänge entsprach dadurch dem individuellen Gangrhythmus (Mid-gait-Methode).

Es wurden je drei Messungen für den rechten und für den linken Fuß durchgeführt. Messläufe mit unvollständiger Fußabdruckerfassung und /oder gestörtem Gangablauf (Zwischenschritte) wurden verworfen und wiederholt. Es waren nie mehr als 5 Messungen je Fuß und Patient notwendig um drei adäquate Messungen zu erhalten. Die Messungen wurden durch die novel software kumuliert/nivelliert so dass ein Datensatz pro Fuß entstand.

Wurden bei der körperlichen Untersuchung die Einschlusskriterien erfüllt, erfolgte die manualtherapeutische Mobilisation/ bzw. die Traktionsbehandlung. Nur wenn durch die Traktionsbehandlung die Untersuchungsbefunde aufgehoben werden konnten, wurde der Proband in die Untersuchungskohorte eingeschlossen. Es erfolgte erneut eine dynamische Baropedographie, die wie oben beschreiben durchgeführt wurde.

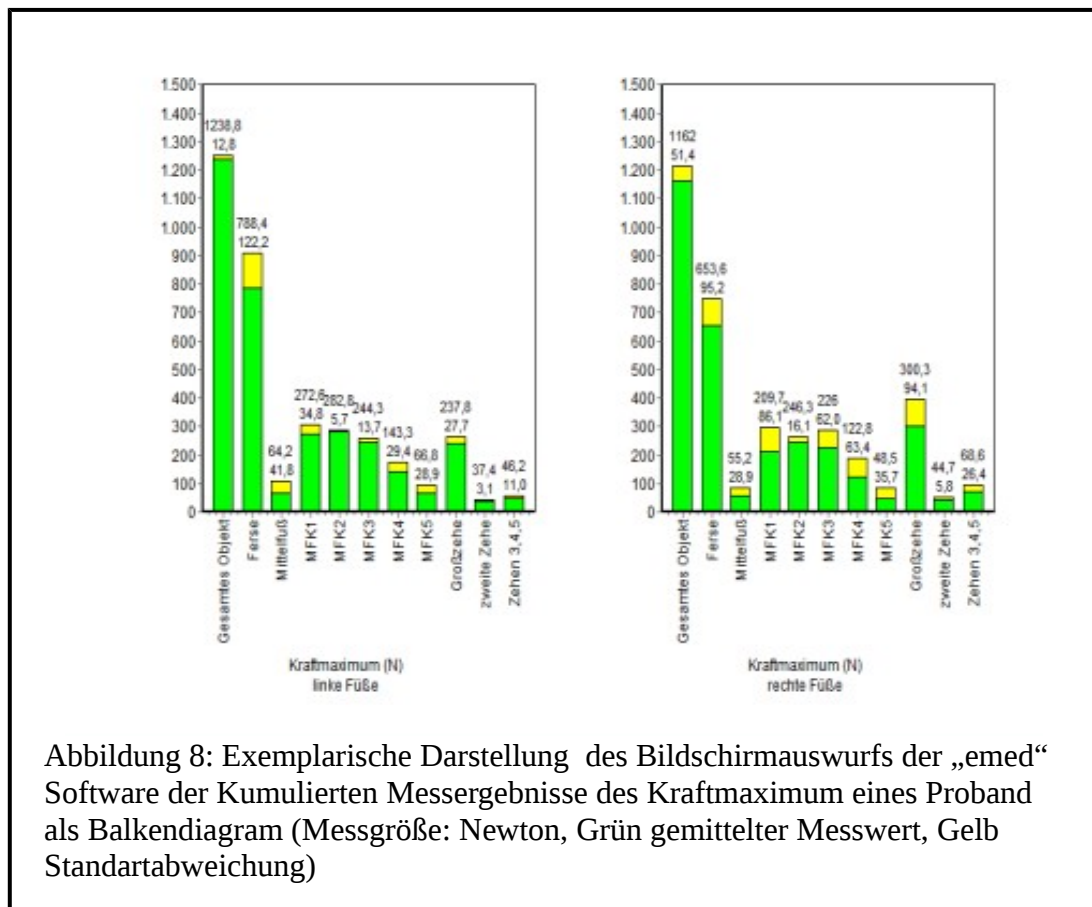
Durch diese Vorgehensweise wurden zu jedem Probanden zwei Datensätze – einmal vor Intervention und einmal nach erfolgreicher Traktionsbehandlung – gewonnen.

2.5 Baropodographisch erhobene Parameter

Folgende vier Messgrößen wurden durch die verwendete Messsoftware erfasst:

2.5.1 Kraftmaximum (KM)

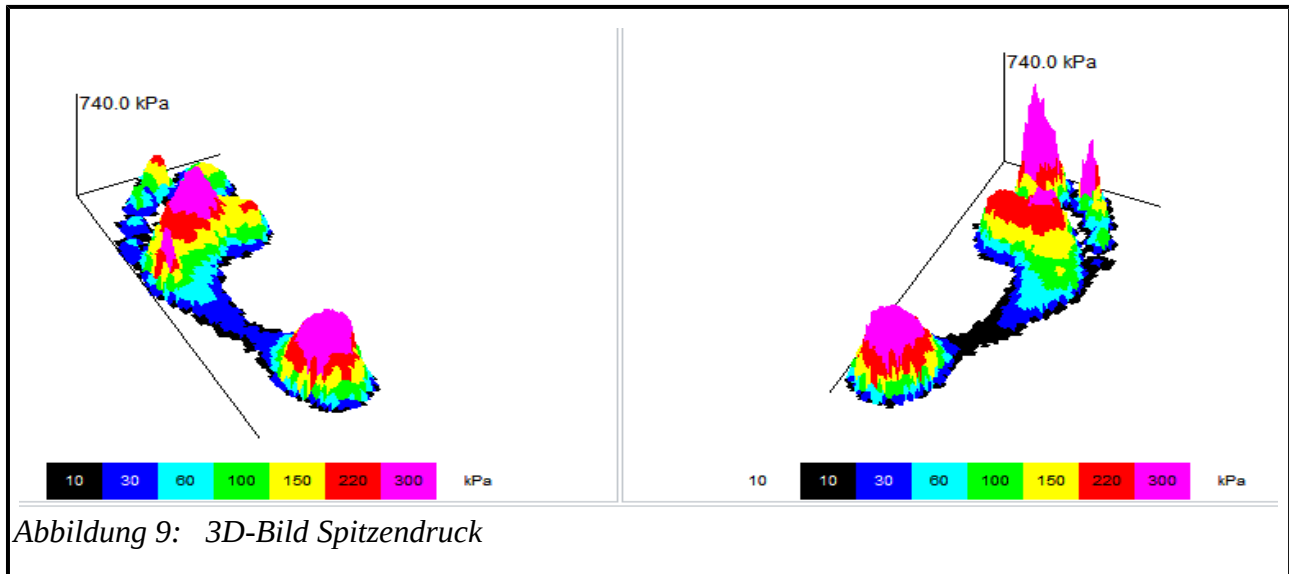
Das gemessene KM ist der Spitzenmesswert der senkrecht zur Messplatte wirkenden



Kraftkomponente, die beim Abrollvorgang auftritt. Das Kraftmaximum wird in Newton (N) angegeben. (siehe auch Abbildung 8)

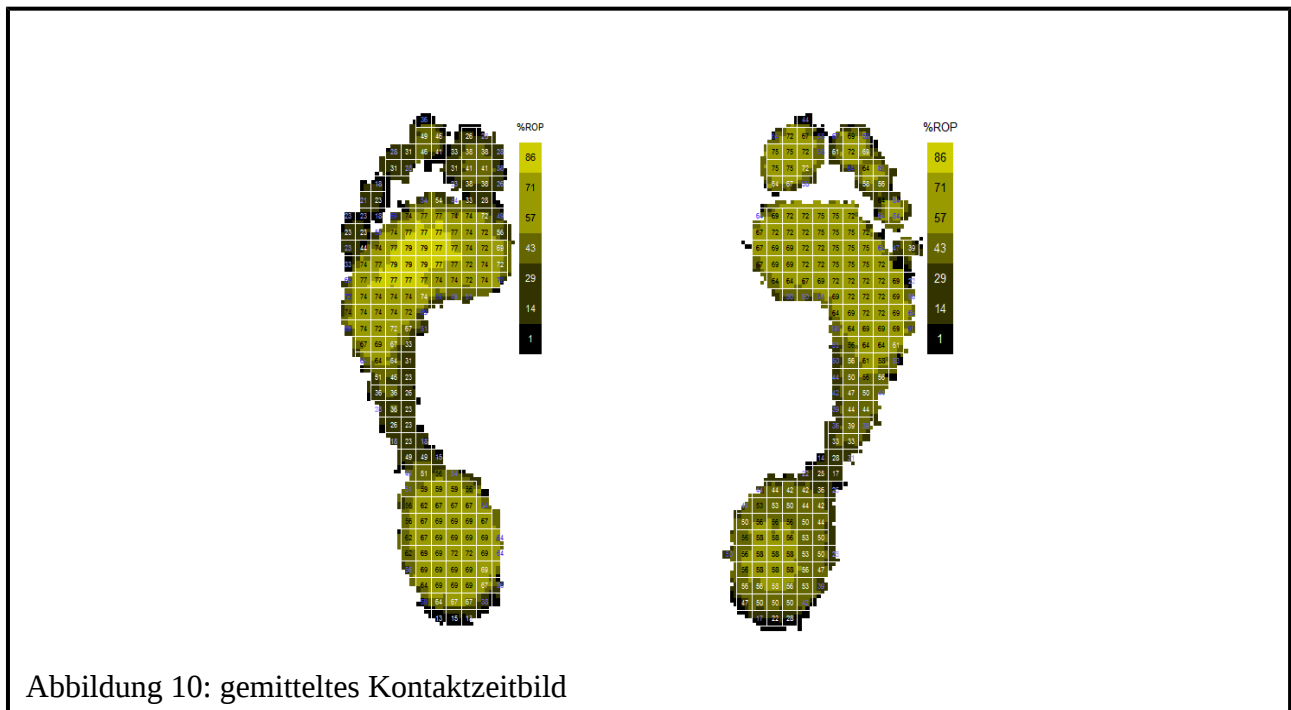
2.5.2 Spitzendruck (SD)

Der gemessene SD wird in Kilopascal (kPa) angegeben. Er stellt den maximalen Druck dar, der während eines Messvorgangs für ein Sensorareal gemessen wurde. In Abbildung 9 wird dies als 3D-Graph gezeigt.



2.5.3 Kontaktzeit (KZ)

Die KZ ist die Zeit gemessen von Aktivierung des ersten Sensors bis zum Erlöschen der letzten Sensoraktivität während eines Abrollvorgangs. Die Kontaktzeit des gesamten Fußes wird als 100% definiert. Die KZ wird in % der gesamten Messdauer (%ROP) angegeben. Eine grafische Darstellung der Messergebnisse findet sich in Abbildung 10.



2.5.4 Kontaktfläche (KF)

Die KF ist die Fläche, angegeben in Quadratzentimetern (cm²), die sich aus der Fläche der aktivierten Sensoren eines Messvorgangs ergibt.

2.6 Softwarealgorithmen

Durch Softwarealgorithmen erfolgt die automatisierte Einteilung des „Messbild“ *Gesamter Fuß* in zehn anatomisch zugeordnete Messareale: *Ferse*, *Mittelfuß*, *Mittelfußknochen-1 (MFK1)*, *Mittelfußknochen-2 (MFK2)*, *Mittelfußknochen-3 (MFK3)*, *Mittelfußknochen-4 (MFK4)*, *Mittelfußknochen-5 (MFK5)*, *Großzehe*,

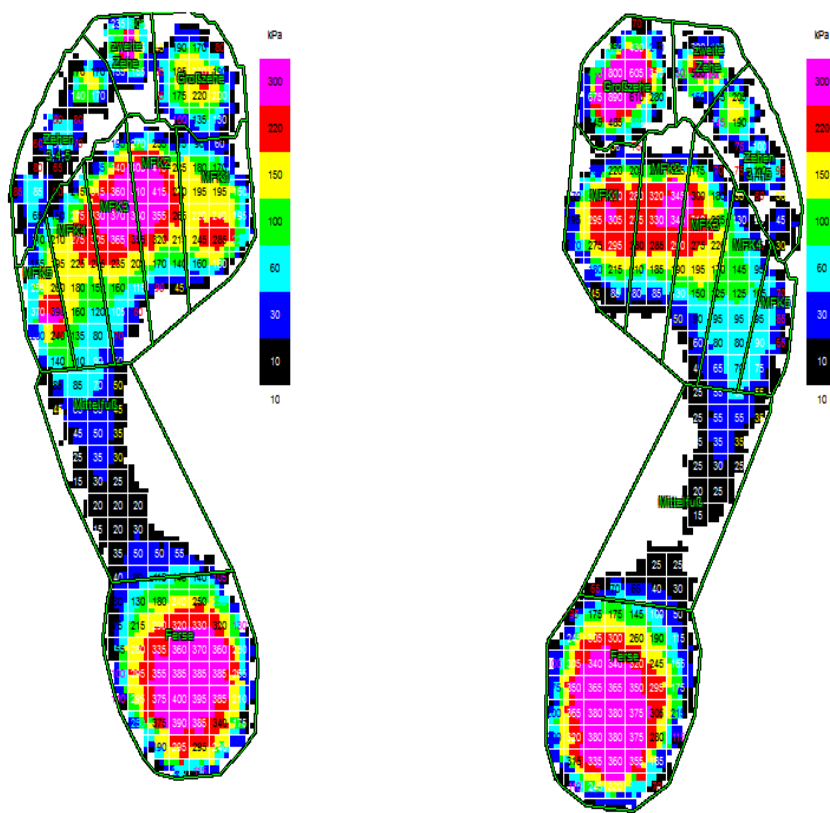


Abbildung 11: Automatisch anatomisch zugeordnete Messareale

Zweite-Zehe, Zehen-3-4-5. So das insgesamt, mit dem Bild des gesamten Fußes elf Messareale erfasst wurden. Dies wird exemplarisch in Abbildung11 gezeigt.

2.7 Gesamtheit der Messwerte

Aus den 11 anatomisch zugeordneten Messarealen und den 4 Messgrößen ergaben sich für den einzelnen Probanden theoretisch je Fuß 44 Einzelmesswerte. (11x KM + 11x SD + 11x KZ + 11x KF).

Für die Messgröße „Kontaktzeit“ gilt die Besonderheit, dass die Kontaktzeiten der einzelnen Unterareale in Prozent bezüglich der Kontaktzeit des „Gesamt-Fußes“ erfasst wurde und nicht in absoluten Zeiteinheiten. Dies bedingt eine Definition der Kontaktzeitdauer des gesamten Fußes als 100%. Somit entzieht sich die Kontaktzeit des Messareals „Gesamter-Fuß“ einer statistischen Auswertung.

Es verbleiben also 43 Messwerte, die einer Betrachtung vor und nach Behandlung und einem Vergleich mit der Gegenseite zugeführt wurden.

2.8 Statistik-Software

Die statistische Datenverarbeitung erfolgte mit LibreOffice Calc, Version: 4.2.7.2, Build-ID: 420m0(Build:2). Sowie durch QtiPlot 0.9.8.9 svn 2288
Copyright (C) 2004-2011 Ion Vasilief Herausgegeben: 2011/11/02.

2.9. Zwei-Stichproben t-Test

Der Zwei-Stichproben t-Test wurde zum Vergleich der Stichproben herangezogen.

„Der Zwei-Stichproben t-Test ist geeignet bereits für geringe Stichprobenumfänge für den Vergleich zweier Mittelwerte aus zwei unabhängigen Stichproben. Voraussetzungen für die Anwendung dieses Tests sind die Gültigkeit der Normalverteilungsannahme sowie die Gleichheit der Varianzen in den Gruppen.“ [52] (siehe auch [53])

2.10 Mathematischer Symmetrienachweis

Im Folgenden wird dargestellt, wie mathematisch vorgegangen wurde, um das Auftreten einer größeren Symmetrie nachzuvollziehen:

Zunächst wurden die Differenzwerte der Mittelwerte der ipsilateralen und kontralateralen Seiten ermittelt. Es erfolgte die Subtraktion des Mittelwerts der kontralateralen Seite vor Behandlung (z.B. Kraftmaximum des Messareals „Ferse vorher Gegenseite“) von dem Mittelwert der ipsilateralen Seite vor Behandlung des entsprechenden Messwerts (im Beispiel Kraftmaximum des Messareals „Ferse vorher betroffene Seite“).

Analog wurde mit den Mittelwerten nach Behandlung verfahren. Bei dieser Vorgehensweise entstanden Wertpaare, welche die numerischen Unterschiede in der spiegelbildlichen Symmetrie zwischen linkem und rechtem Fuß eines Probanden einmal vor Behandlung und einmal nach Behandlung ausdrücken.

Je kleiner der Betrag der Differenzwerte, desto ähnlicher/symmetrischer sind die Fußabdruckpaare.

3. Ergebnisse:

3.1 Messergebnisse für das Kraftmaximum

Das durchschnittliche Kraftmaximum des Messareals „Gesamter Fuß“ der ipsilateralen Seite war vor Aufhebung der LPB kleiner als nach der Traktionsbehandlung. Die kontralaterale Seite zeigte vor der Traktionsbehandlung größere Durchschnittswerte. Diese Änderungen waren nicht signifikant.

Für die Messareale „Ferse“, „MFK2“, „zweite Zehe“, „Zehen-3-4-5“ konnten ebenfalls keine signifikanten Messwertveränderungen im Vergleich von vor zu nach der Behandlung festgestellt werden. Die Bereiche „MFK1“ und „Großzehe“ blieben auf der ipsilateralen Seite ohne signifikante Änderung, auf der kontralateralen Seite waren Maximalkraftzuwächse von durchschnittlich 28 bzw. 16 N zu verzeichnen. Der T-Test zeigte eine klare Signifikanz. Ebenso signifikant waren die Änderungen in den Arealen „Mittelfuß“, „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“ der kontralateralen Seite: Hier zeigte sich eine Abnahme des Kraftmaximums. (Siehe auch Tabelle 2 auf der Folgeseite)

Kraftmaximum (N)	Gesamtes Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzehe	zweite Zehe	Zehen 3,4,5
Mittelwert vorher betroffene Seite	874,59	571,09	123,86	197,23	197,37	181,06	115,49	61,82	138,51	30,53	32,44
Standartabweichung Vorher betroffen Seite	166,36	118,13	76,54	89,68	45,83	49,22	41,45	41,19	59,64	14,34	17,81
Mittelwert vorher Gegenseite	882,37	567,28	145,90	160,16	194,52	195,50	133,58	77,69	129,37	26,04	34,49
Standartabweichung Vorher Gegenseite	170,85	109,08	86,97	69,99	55,68	53,41	48,27	33,89	59,67	11,27	20,59
Mittelwert nachher betroffene Seite	879,47	579,13	114,44	193,86	200,08	184,24	115,18	59,11	139,89	31,78	33,13
Standartabweichung Nachher betroffene Seite	169,42	119,92	74,54	77,48	49,18	50,93	42,91	31,85	58,89	15,39	18,45
Mittelwert nachher Gegenseite	879,92	567,51	130,18	188,47	195,52	186,05	118,75	65,13	145,15	27,07	31,86
Standartabweichung Nachher Gegenseite	169,37	120,44	81,35	74,88	52,23	51,45	44,24	31,36	59,76	11,72	17,25
Differenz der Mittelwerte betroffene Seite Vorher – nachher	-4,88	-8,04	9,42	3,37	-2,71	-3,18	0,31	2,71	-1,38	-1,25	-0,69
Differenz der Mittelwerte Gegenseite Vorher – nachher	2,45	-0,23	15,72	-28,32	-1,00	9,44	14,84	12,56	-15,78	-1,04	2,64
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert betroffene Seite	0,08696	0,13034	0,06320	0,34655	0,23079	0,16387	0,47048	0,25596	0,37928	0,17076	0,36973
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert Gegenseite	0,31797	0,48502	0,00313	0,00011	0,36587	0,00436	0,00037	0,00109	0,00146	0,18345	0,09958

Tabelle 2: Ergebnis-Tabelle Kraftmaximum

3.2 Messergebnisse für den Spitzendruck

In den Arealen „Gesamter Fuß“, „Ferse“, „MFK2“ und „zweite Zehe“ fanden sich weder auf ipsi- noch auf kontralateraler Seite signifikante Änderungen.

Wohingegen im Bereich „Mittelfuß“ beidseits eine statistisch signifikante Abnahme des Spitzendrucks erfasst wurde. Dies ist somit das einzige Messareal und die einzige Messqualität, das auch ipsilateral eine signifikante Änderung erfuhr. Ipsilateral lag der Rückgang bei durchschnittlich ca. 10 kPa, kontralateral fand sich im Mittel ein Rückgang von ca. 21 kPa.

In den Messarealen „MFK1“, „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“ und „Zehen-3-4-5“ waren nur auf den kontralateralen Seiten signifikante Ergebnisveränderungen von vor zu nach der Traktionsbehandlung zu erfassen. Die Areale „MFK1“ und „Großzehe“ verzeichneten einen Spitzendruckzuwachs, die verbleibenden Areale einen Rückgang. (Siehe auch Tabelle 3 auf der Folgeseite)

Spitzendruck (kPa) (SD)	Gesamtes Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzehe	zweite Zehe	Zehen 3,4,5
Mittelwert vorher betroffene Seite	734,89	386,81	130,92	429,04	468,26	415,66	285,98	251,39	506,31	229,13	173,83
Standartabweichung Vorher betroffen Seite	231,80	76,21	56,53	243,90	179,00	159,13	116,73	234,39	258,60	110,60	117,70
Mittelwert vorher Gegenseite	718,60	386,70	150,97	348,99	468,63	447,96	336,99	339,80	436,87	216,61	176,15
Standartabweichung Vorher Gegenseite	182,57	74,99	53,97	206,53	167,19	173,81	118,81	190,16	241,37	102,60	105,59
Mittelwert nachher betroffene Seite	709,35	393,82	120,83	404,76	462,16	420,93	280,11	233,79	499,43	238,23	159,93
Standartabweichung Nachher betroffene Seite	216,14	87,57	48,64	221,72	155,14	153,82	97,78	168,29	270,70	110,99	77,70
Mittelwert nachher Gegenseite	718,24	381,57	130,18	414,34	471,91	424,26	310,56	284,73	486,49	218,55	163,94
Standartabweichung Nachher Gegenseite	169,37	120,44	81,35	74,88	52,23	51,45	44,24	31,36	59,76	11,72	17,25
Differenz der Mittelwerte betroffene Seite Vorher – nachher	25,54	-7,01	10,09	24,27	6,10	-5,27	5,87	17,59	6,89	-9,10	13,89
Differenz der Mittelwerte Gegenseite Vorher – nachher	0,35	5,14	20,79	-65,34	-3,29	23,70	26,42	55,07	-49,61	-1,93	12,21
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert betroffene Seite	0,16297	0,12035	0,03707	0,15390	0,28840	0,25124	0,32606	0,20467	0,37763	0,19795	0,11794
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert Gegenseite	0,49342	0,19741	0,00004	0,00041	0,37428	0,00728	0,00627	0,00426	0,02563	0,42640	0,09540

Tabelle 3: Ergebnis-Tabelle Spitzendruck

3.3 Messergebnisse für die Kontaktzeit

Die Kontaktzeitmessungen wurden nicht als absolute Zeiteinheitswerte erfasst, die Kontaktzeit des gesamten Fußes wie (oben erwähnt) wurde als 100% definiert und enthebt sich somit einer statistischen Bewertung.

In den Messarealen „Ferse“, „MFK1“, „MFK2“, „MFK3“, „MFK4“, „zweite Zehe“ und „Zehen-3-4-5“ ergaben sich keine statistisch signifikanten Veränderungen.

In den Messbereichen „Mittelfuß“ und „MFK5“ konnte eine signifikante Abnahme der Kontaktzeit auf der kontralateralen Seite festgestellt werden. Die Veränderungen der KZ auf der ipsilateralen Seite waren statistisch nicht signifikant. Beim Areal „Großzehe“ konnte eine signifikante Zunahme der Kontaktzeit auf der kontralateralen Seite festgestellt werden, die Veränderungen auf der ipsilateralen Seite waren hier ebenfalls nicht signifikant. (Siehe auch Tabelle 4 auf der Folgeseite)

Kontaktzeit (p) (%ROP)	Gesamt es Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzehe	zweite Zehe	Zehen 3,4,5
Mittelwert vorher betroffene Seite	100,00	55,59	59,41	75,86	80,63	82,65	80,94	73,46	64,09	58,59	58,18
Standartabweichung Vorher betroffen Seite		9,04	9,26	6,09	3,46	3,38	3,71	5,22	14,20	10,59	16,94
Mittelwert vorher Gegenseite	100,00	54,84	62,73	77,05	81,45	83,36	82,45	75,81	62,71	55,91	60,99
Standartabweichung Vorher Gegenseite		7,67	7,97	5,34	3,09	3,12	3,16	5,16	13,47	10,94	14,51
Mittelwert nachher betroffene Seite	100,00	56,14	59,55	76,08	80,40	82,78	80,67	72,61	63,65	57,17	58,15
Standartabweichung Nachher betroffene Seite		8,00	8,63	5,25	3,27	2,81	3,39	6,35	14,73	10,52	14,89
Mittelwert nachher Gegenseite	100,00	54,36	60,40	77,54	81,56	83,26	82,11	74,63	66,06	55,65	60,17
Standartabweichung Nachher Gegenseite		7,76	8,80	5,00	3,33	3,51	3,48	6,13	12,51	11,36	14,76
Differenz der Mittelwerte betroffene Seite Vorher – nachher		-0,54	-0,14	-0,22	0,23	-0,14	0,27	0,85	0,44	1,42	0,02
Differenz der Mittelwerte Gegenseite Vorher – nachher		0,48	2,33	-0,49	-0,11	0,10	0,34	1,18	-3,35	0,26	0,82
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert betroffene Seite		0,29972	0,44208	0,38765	0,19387	0,33578	0,23882	0,11551	0,38313	0,12276	0,49381
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert Gegenseite		0,30247	0,00294	0,20614	0,36857	0,37529	0,16177	0,02935	0,00883	0,42963	0,29034

Tabelle 4: Ergebnis-Tabelle Kontaktzeit

3.4 Messergebnisse für die Kontaktfläche

Signifikante Änderungen in der Kontaktfläche konnten nur für die kontralaterale Seite nachgewiesen werden. Sie fanden sich in den Messbereichen „MFK1“, MFK5“ und „Großzehe“, wobei für „Großzehe“ und „MFK1“ ein Flächenzuwachs zu verzeichnen war, im Areal „MFK5“ eine Flächenabnahme.

Die Messbereiche „Gesamter Fuß“, „Ferse“, „Mittelfuß“, „MFK2“, „MFK3“, „MFK4“, „zweite Zehe“ und „Zehen-3-4-5“ waren ohne statistisch signifikante Veränderungen erfasst worden. (Siehe Tabelle 5 auf Folgeseite)

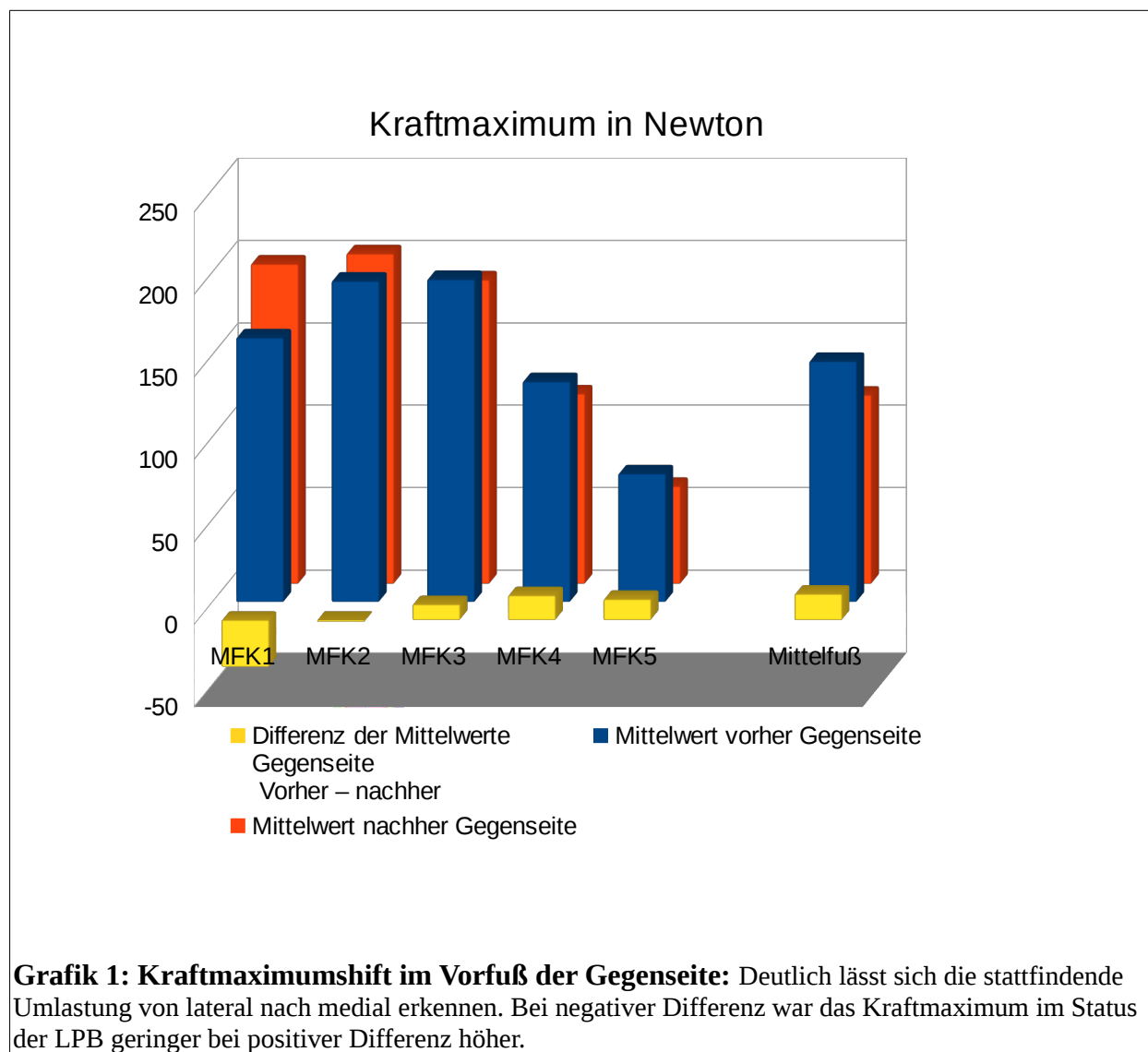
Kontaktfläche (cm²)	Gesamte s Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzehe	zweite Zehe	Zehen 3,4,5
Mittelwert vorher betroffene Seite	118,61	31,81	20,45	12,25	9,80	10,70	9,12	5,55	9,60	3,54	5,69
Standartabweichung Vorher betroffen Seite	17,60	4,33	7,75	2,12	1,58	1,31	1,11	0,79	1,94	0,83	1,93
Mittelwert vorher Gegenseite	118,76	31,86	21,27	11,74	9,58	10,70	9,06	5,72	9,53	3,23	5,97
Standartabweichung Vorher Gegenseite	16,39	4,32	7,20	2,01	1,43	1,39	1,08	0,81	1,97	0,77	2,11
Mittelwert nachher betroffene Seite	118,97	31,95	20,10	12,31	9,76	10,78	9,19	5,59	9,74	3,54	5,89
Standartabweichung Nachher betroffene Seite	19,02	4,28	7,70	2,02	1,51	1,54	1,10	0,97	2,00	0,85	2,36
Mittelwert nachher Gegenseite	118,66	31,87	20,46	12,23	9,58	10,66	9,07	5,55	9,97	3,31	5,84
Standartabweichung Nachher Gegenseite	17,69	4,47	7,93	1,78	1,49	1,56	1,08	0,94	1,90	0,82	2,11
Differenz der Mittelwerte betroffene Seite Vorher – nachher	-0,36	-0,15	0,35	-0,06	0,03	-0,07	-0,07	-0,05	-0,14	0,00	-0,20
Differenz der Mittelwerte Gegenseite Vorher – nachher	0,11	-0,02	0,81	-0,49	0,01	0,04	-0,01	0,17	-0,44	-0,08	0,13
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert betroffene Seite	0,32517	0,09932	0,25468	0,32218	0,36465	0,20445	0,12207	0,29001	0,13746	0,48876	0,14714
T-Test vorher gegen nachher Einzelmesswert Gegenseite	0,45238	0,44558	0,05163	0,00025	0,47062	0,34383	0,46907	0,03928	0,00028	0,08267	0,26641

Tabelle 5: Ergebnis-Tabelle Kontaktfläche

3.6. Anatomische Betrachtung der Ergebnisse

Im Vergleich zu vorher, zeigten die Probanden nach der Intervention einen veränderten Fußabdruck mit in vielen Bereichen signifikanten und in den verschiedenen Messqualitäten gleichläufigen Veränderungen.

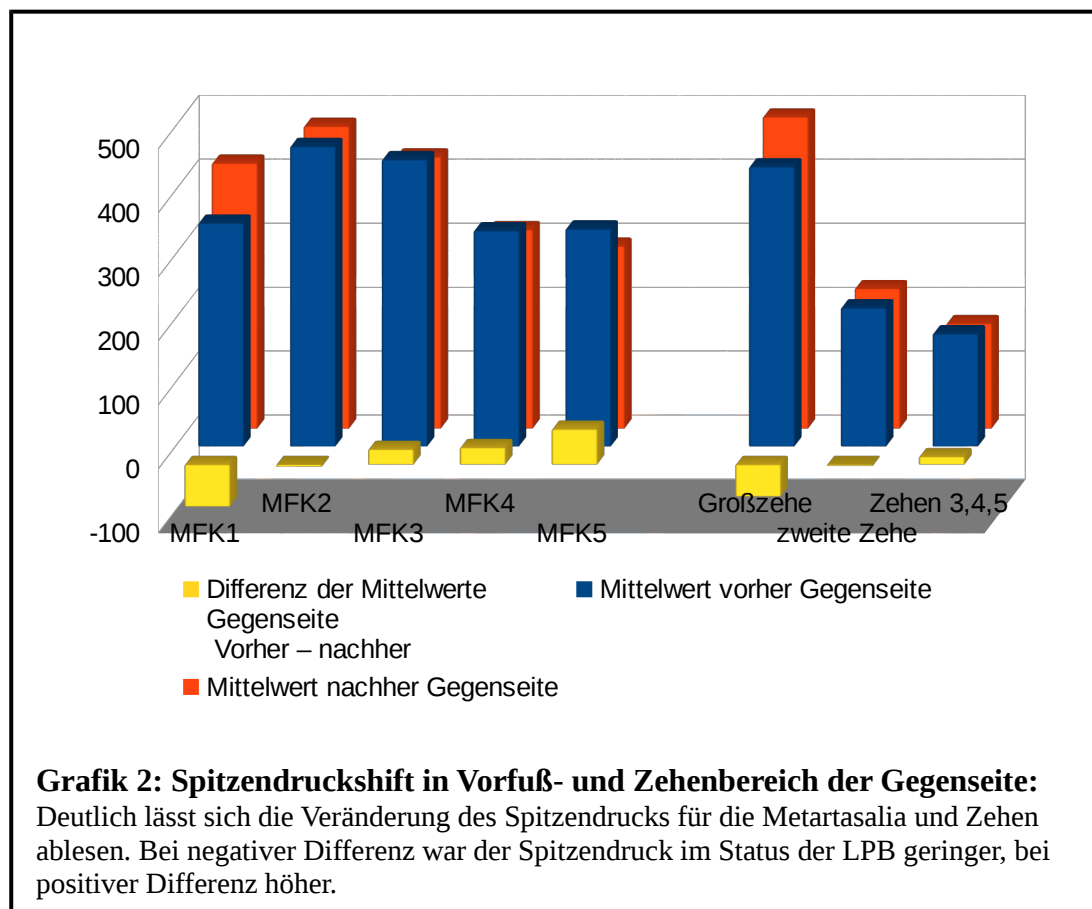
3.6.1 Kraftmaximumshift



Für den Messwert „Kraftmaximum“ zeigten sich, wie oben beschreiben, signifikante Veränderungen auf der kontralateralen Seite, die ipsilaterale Seite zeigte keine signifikanten Veränderungen. Auf der Gegenseite fanden sich eine Kraftabnahme

nach ISG-Manipulation im Areal „Mittelfuß“, „MFK3“, „MFK4“ und „MFK5“, eine Kraftzunahme fand sich im Bereich „MFK1“ und „Großzehe“. Es ist also von einem Kraftmaximumshift von lateralem zu medialem Fuß zu sprechen.

3.6.2 Spitzendruckshift



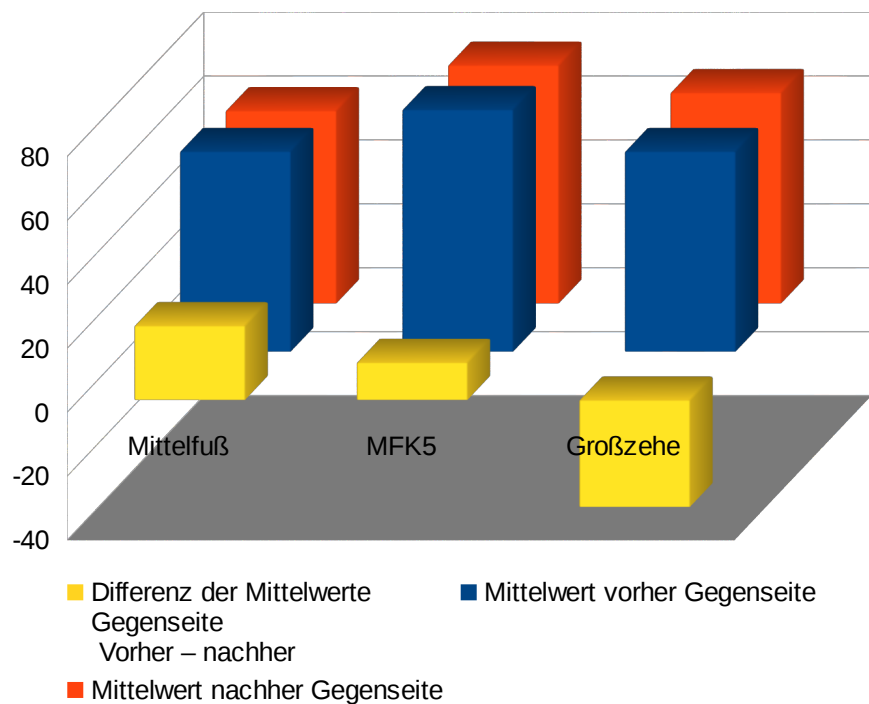
Abgesehen von der Abnahme des Spitzendrucks im Bereich des Mittelfußes auf der ipsilateralen Seite, konnten in den Spitzendruckmessungen auf der betroffenen Seite keine statistisch signifikanten Veränderungen erhoben werden. Auffällig ist hier, dass auch der Spitzendruck der Gegenseite für den Bereich Mittelfuß eine signifikante Abnahme erfährt. Also findet hier keine Spitzendruckumverteilung von betroffener zur Gegenseite statt, sondern eine Umverteilung innerhalb des einzelnen Fußes. Auf

der betroffenen Seite hin zu „Ferse“, „MFK3“ und „zweiter Zehe“.

Auf der Gegenseite kam es zu einer Spitzendruckzunahme im Bereich „MFK1“, „Großzehe“ und „zweite Zehe“. In den Bereichen „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“ kam es parallel zum Mittelfuß zu einer Spitzendruckabnahme. Es gibt also einen Spitzendruckshift vom lateralen zum medialen Vorfuß.

3.6.3. Kontaktzeitveränderung

Durch die Messgröße der Kontaktzeit wird ebenfalls ein Belastungsshift von lateral nach medial am Fuß der Gegenseite unterstrichen. Signifikante Veränderungen

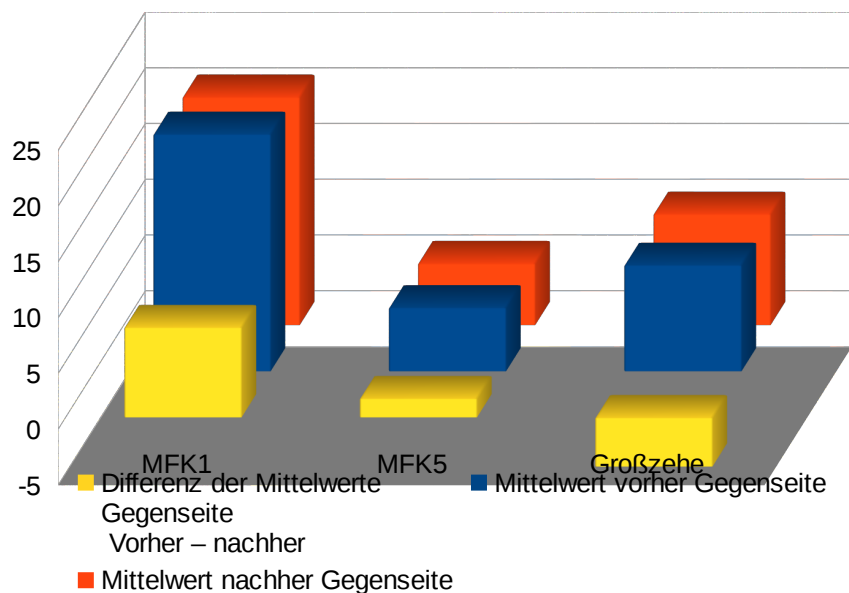


Grafik 3: Kontaktzeitshift der Gegenseite: Auch hier ist die Belastungszeit Verschiebung von lateralen zu medialen Fußanteilen zusehen. (Amplifikation der Differenzwerte um den Faktor 10 zur plastischeren Darstellung)

zeigten sich hier zwar nur in drei Messarealen, diese passen jedoch in das zuvor beschriebene Muster. Es fand eine relative Verkürzung der Belastungszeit in den lateral gelegenen Messarealen „MFK5“ und „Mittelfuß“ statt. Außerdem war die relative Kontaktdauer im Areal der medial gelegenen „Großzehe“ verlängert.

3.6.4. Kontaktflächenveränderung

Ein ähnliches Muster findet sich bei der Betrachtung der Kontaktflächenveränderung. Signifikanzen ließen sich für „MFK1“ und „Großzehe“ im Sinne einer



Grafik 4: Kontaktflächenshift der Gegenseite: Flächenabnahme lateral und Flächenzunahme medial.(Amplifikation der Differenzwerte um den Faktor 10 zur plastischeren Darstellung)

Flächenzunahme und für „MFK5“ im Sinne einer Flächenabnahme nachweisen. Dies unterstreicht den Prozess der Umlastung von lateral nach medial im kontralateralen Fußabdruck erneut.

3.6.5 Gesamtbetrachtung der Umlastung

Am kontralateralen Bein zeigte sich für die vier Messqualitäten „Kraftmaximum“, „Spitzendruck“, „Kontaktzeit“ und „Kontaktfläche“ somit das gleiche Muster: eine Umlastung vom lateralen auf den medialen Fuß im Vergleich von vor zu nach der Traktionsbehandlung.

Die ipsilaterale Seite scheint keine oder kaum kompensatorische Veränderung im Schrittablauf aufzuweisen, zumindest konnten hier keine eindeutig statistisch signifikanten Änderungsmuster nachgewiesen werden.

3.6.6 Symmetrie

Die Betrachtung der digitalisierten Fußabdrücke vor und nach Behandlung macht den Eindruck einer Symmetrie-Annäherung nach Behandlung.

Die Messareale, die nach der Traktionsbehandlung eine größere Symmetrie aufweisen, sind für das Kraftmaximum: „Gesamter Fuß“, „Mittelfuß“, „MFK1“, „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“, „Großzehe“, und „zweite Zehe“; für den Spitzendruck: „Gesamter Fuß“, „Mittelfuß“, „MFK1“, „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“ und „Großzehe“; für die Kontaktfläche: „Mittelfuß“, „MFK1“, „MFK2“, „MFK5“, „zweite Zehe“ und „Zehen-3-4-5“; für die Kontaktzeit: „Mittelfuß“, „MFK3“, „MFK4“, „MFK5“, „zweite Zehe“ und „Zehen 3-4-5“.

Überblickend betrachtet liegt also bei 65% dieser 43 Wertepaare der Betrag der Differenz nach der Behandlung unter dem Betrag von vor der Behandlung. Die Annäherung an die spiegelbildliche Symmetrie ist also mathematisch nachgewiesen. Im Messbereich „Ferse“ zeigte sich bei keiner der Messgrößen eine signifikante Veränderung durch die Behandlung.

Symmetrie Kraftmaximum (N)	Gesamte s Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzeh e	zweite Zehe
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Vorher	-7,78	3,82	-22,04	37,07	2,85	-14,43	-18,09	-15,86	9,14	4,50
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Nachher	-0,45	11,62	-15,74	5,38	4,56	-1,81	-3,56	-6,02	-5,26	4,71
Differenz der Mittelwerte (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	-7,33	-7,81	-6,30	31,69	-1,71	-12,62	-14,53	-9,85	14,40	-0,22
T-Test (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	0,07740	0,17875	0,17389	0,00050	0,33764	0,00133	0,00034	0,00276	0,00699	0,44069
Symmetrie Spitzendruck (kPa) (SD)	Gesamte s Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzeh e	zweite Zehe
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Vorher	16,29	0,11	-20,05	80,05	-0,36	-32,29	-51,01	-88,41	69,44	12,52
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Nachher	-8,90	12,25	-9,35	-9,57	-9,75	-3,32	-30,45	-50,94	12,94	19,68
Differenz der Mittelwerte (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	25,18	-12,15	-10,71	89,62	9,39	-28,97	-20,56	-37,48	56,50	-7,16
T-Test (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	0,23899	0,05244	0,01009	0,00195	0,24937	0,00116	0,05463	0,02697	0,02710	0,25123
Symmetrie Kontaktzeit (p) (%ROP) (KZ)	Gesamte s Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzeh e	zweite Zehe
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Vorher		0,76	-3,32	-1,19	-0,82	-0,71	-1,51	-2,35	1,38	2,68
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Nachher		1,78	-0,85	-1,46	-1,16	-0,48	-1,45	-2,02	-2,41	1,52
Differenz der Mittelwerte (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher		-1,02	-2,47	0,27	0,34	-0,23	-0,06	-0,33	3,79	1,16
T-Test (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher		0,23301	0,02881	0,35614	0,20715	0,31455	0,45066	0,35336	0,00997	0,24518
Symmetrie Kontaktfläche (cm²) (KF)	Gesamte s Objekt	Ferse	Mittelfuß	MFK1	MFK2	MFK3	MFK4	MFK5	Großzeh e	zweite Zehe
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Vorher	-0,15	-0,05	-0,82	0,52	0,21	0,00	0,06	-0,17	0,08	0,31
Mittelwert Seitendifferenz Intra-individuell Betroffen – Gegenseite Nachher	0,31	0,08	-0,36	0,09	0,19	0,12	0,12	0,04	-0,22	0,22
Differenz der Mittelwerte (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	-0,46	-0,13	-0,46	0,43	0,03	-0,11	-0,06	-0,22	0,30	0,08
T-Test (Seitendifferenz intra-individuell Betroffen – Gegenseite) vorher – nachher	0,32621	0,20715	0,25251	0,00158	0,40950	0,16265	0,23549	0,00957	0,03030	0,16660

Tabelle 6: Ergebnisse Symmetrie-Berechnung

4. Diskussion

Die Lumbopelvine Bewegungsstörung ist ein Phänomen hoher Prävalenz, die Diskussion in der wissenschaftlichen Literatur unter dem Begriff der „Iliosakralgelenksblockade“ uneinig zu Ausprägung, Nomenklatur, Pathogenese und Nachweismethoden. Unter Einführung des „jungfräulichen“ Begriffs der „Lumbopelvinen Bewegungsstörung“ wurde hier ein Schritt zurück, hin zu einer unvoreingenommenen und global funktionellen Betrachtung des Komplexes „ISG-Blockade“ gemacht. Gleichzeitig erfolgt ein fokussierter Blick nach vorne, in Form der digitalen Baropedographie, auf die detaillierte Aufklärung der zu Grunde liegenden Pathomechanismen.

Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass der Lumbopelvinen Bewegungsstörung ein typisches pedographisches Muster zu eigen ist. Es findet sich ein relativer Lastshift am Fuß der kontralateralen Seite hin zu einer Mehrbelastung des lateralen Fußes, wobei das pedographische Image des ipsilateralen Fußes ohne signifikante Veränderungen bleibt. Die letztgültige Aufklärung des komplexen Mechanismus der Lumbopelvinen Bewegungsstörung kann diese Arbeit nicht für sich in Anspruch nehmen. Sie kann jedoch eine klare Forderung für den klinischen Alltag formulieren: Die obligate Überprüfung des lumbopelvinen Status vor „Fußabdruckabnahme“ und Ganganalyse.

4.1 Studienkohorte

Die gewählte Kohorte ist absichtlich unspezifisch und heterogen hinsichtlich Alter, Geschlecht und etwaiger ISG-Beschwerden gewählt worden. Vielmehr war es Gegenstand dieser Untersuchung, gerade in einer heterogenen Kohorte, durch die Baropedographie, Bewegungsmuster zu detektieren, die sich bei der LPB bzw. deren Aufhebung konstant wiederfinden.

Die Kohortenstärke von $n = 37$ scheint ausreichend, da die beschriebenen

Veränderungen des pedographischen Images deutliche Signifikanzen im Zwei-Stichproben t-Test aufwiesen.

4.2 Zugangskriterien / Ausschlusskriterien

Das Vorhandensein einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung im Sinne der vorliegenden Arbeit wurde an drei klinischen Tests festgemacht: Funktionelle Beinlängendifferenz, pelvines Vorlaufphänomen, Beckenschiefstand.

Die Auswahl dieser Tests begründet sich aus ihrer einfachen Durchführbarkeit, Belastungsfreiheit für den Patienten (fehlen von Strahlung und Invasivität) und daraus, dass sie sich teilweise schon in anderen Studien für diese Aufgabe bewährt haben. [54] [55] [56]

4.2.1 Zugangskriterium Vorlaufphänomen

Eine Beschreibung und Erklärung der angewandten Methode findet sich in der Lehrbuchliteratur bei *Schomacher*. [11] und *Moll* [12]

So ist der Nachweis eines positiven pelvinen Vorlaufphänomens auch von *Dreyfuss* als adäquater Nachweis einer sakroiliakalen Bewegungsstörung eingestuft worden. *Dreyfuss* kombinierte den Vorlauftest im Stehen (standing flexiontest) mit dem Vorlauftest im Sitzen (seated flexiontest) und dem Gillet-Test, um eine beschwerdefreie Kohorte von 101 Probanden in einer verblindeten Studie zu screenen. Bei 20 % fanden sich Zeichen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung. [30]

Bei *Derlien* [9] findet sich das Vorlaufphänomen - "Vorlauf" als ein Test mit deutlichem Einfluss auf die Globalbeurteilung einer "Sakroiliacalen-Blockierung". Jedoch kann *Derlien* im Rahmen der "Low-back-pain" Diagnostik dem Test "Vorlauf" nur mäßiges bis geringes Reliabilitätsniveau attestieren. Dabei bleibt auch die Globalbeurteilung (Cluster aus 4 Tests) zur Sakroiliacalen-Blockierung bei "Low-

back-pain" ebenfalls auf einem mäßigen bis geringen Reliabilitätsniveau.

Dieses niedrige Reliabilitätsniveau ist sicherlich mit dem in der Einleitung dieser Arbeit schon dargelegten noch unzureichendem Verständnis des Mechanismus der LPB geschuldet. Wir sehen eine Einbeziehung in die Test-Trias dieser Arbeit als gerechtfertigt.

4.2.2 Zugangskriterium Beckenschiefstand

Die Erhebung des Beckenschiefstands ist für das Feststellen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung sicherlich das schwächste Glied der geforderten Symptomtrias. Es ist jedoch ebenfalls schnell und einfach zu erheben, sowie belastungsfrei für den Probanden. Schon mit bloßem Auge ist ein Beckenschiefstand zu erkennen, wie auch *Ludwig* [57] schreibt. Er tut dies jedoch nicht ohne eine differenzierte Diagnose der Beckenstellung einzufordern. Er schlägt folgenden diagnostischen Algorithmus vor:

„1. Test auf Tiefstand der Spinae iliaca posterior superior.

2. wenn ja – Test auf Tiefstand der Spinae iliaca anterior superior auf der gleichen Seite

3. Spinae iliaca posterior superior und Spinae iliaca anterior superior auf der gleichen Seite in gleichem Maße tiefgestellt?

4. wenn ja – Beckenkipfung, Tests mit einseitiger Erhöhung wiederholen

5. wenn nein – Beckenverwringung, Tests auf Blockade der ISG und Muskelkontrakturen“ [4]

Die Beschränkung auf Punkt 1 in unserem Untersuchungsprotokoll ist legitim durch drei Argumente: Erstens wird eine Symptomtrias abgeprüft, zweitens sind kongruente Ergebnisse gefordert, drittens erfolgt eine strenge Auswahl durch Forderung einer Aufhebbarkeit: Nur wenn durch manualtherapeutische Intervention die eindeutige Aufhebung aller drei Symptome erfolgte, blieb der Proband in der Untersuchungskohorte.

Gross et al [49] konnte in seiner Untersuchung zur Verwendung eines Beckenschiefstandsmessgeräts (pelvic leveling device) nur inakzeptable Werte für Validität und Verlässlichkeit aufzeigen, so dass der größere technische Aufwand nicht durch verbesserte Validität und Reliabilität gerechtfertigt wird. In Zweifelsfällen wurde in der hier vorliegenden Studie der Beckenschiefstand dennoch mit einer solchen speziellen Wasserwaage, wie sie auch bei *Gross et al* Verwendung fand, verifiziert. Die Arbeit von *Gross et al* zeigt auch die technischen Fallstricke dieser Methode auf, auch wenn sie dort im Kontext der anatomischen Beinlängendifferenzermittlung steht. Wir sehen eine Einbeziehung in die Test-Trias dieser Arbeit als gerechtfertigt.

4.2.3 Zugangskriterium funktionelle Beinlängendifferenz

Die für diese Arbeit verwendete Methode zur Erfassung der funktionellen Beinlängendifferenz ist keine adäquate Methode zur Bestimmung einer anatomischen Beinlängendifferenz. Einen Überblick über die Methoden zur Bestimmung der anatomischen Beinlängendifferenz geben *Sabharwal und Kumar*. [58]

Die Frage, ob bei vorliegender funktioneller Beinlängendifferenz eine zusätzliche anatomische Beinlängendifferenz vorliegt, blieb in dieser Studie außer durch ein anamnestisches Screening (Ausschlusskriterien) unadressiert. Es ist als methodische Schwäche dieser Arbeit anzumerken, dass eine anamnestisch undedektierte anatomische Beinlängendifferenz, die klein genug ist, um nicht augenscheinlich zu sein (und damit den Probanden-Ausschluss zu bewirken), die untersuchten Effekte der funktionellen Beinlängendifferenz verfälschen könnte.

Praktisch blieb dieser Bias für diese Studie jedoch irrelevant. Zum einen wurden Probanden mit bekannter anatomischer Beinlängendifferenz durch die Ausschlusskriterien erfasst und zum anderen waren bei 100% der Probanden die überprüften LPB-Kriterien kongruent positiv und nach der Behandlung eindeutig aufgehoben.

Wie die funktionelle oder auch variable Beinlängendifferenz bei Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung zustande kommt, dazu findet sich bei *Weiß* ein Erklärungsansatz: „Dieses Phänomen ist auf den ersten Blick verblüffend, erklärt sich jedoch ganz einfach: Der Drehpunkt der Beckenschaufel liegt in der Rotationsachse des Kreuz-Darmbein-Gelenks. Die Hüftpfannen, in denen die Gelenkköpfe der Oberschenkelknochen aufgehängt sind, liegen deutlich tiefer und nach vorn verlagert. Diese >>exzentrische<< Lagerung der Hüftköpfe bewirkt zweierlei: Erstens wird die Hüftpfanne nach oben verlagert, wenn sich die Beckenschaufel nach hinten dreht (was bei der Blockierung fast immer der Fall ist), zweitens wird die Pfanne gleichzeitig leicht nach vorn verlagert. Die sichtbaren Auswirkungen der Beckenverwringung werden nach dieser Analyse deutlich sichtbar: Im Liegen und Stehen erscheint das Bein auf der blockierten Seite zu kurz, im Sitzen zu lang. Da ein Bein nicht gleichzeitig zu kurz und zu lang sein kann, liegt der funktionelle Charakter der Störung auf der Hand, eine Blockierung mit Beckenverwringung lässt sich sicher diagnostizieren.“ [13] In diesen Ausführungen stimmt *Weiß* mit *Cramer* [6] überein. In einer aufwändigen Studie mit n=421 zur Beinlängendifferenz und zum Beckenschiefstand unter Verwendung von Ap-Beckenübersichtsaufnahmen geht *Juhl* [59] auf die verschiedenen Beckenfehlstellungstypen, die mit einer Beinlängendifferenz assoziiert sind, ein. Eine befriedigende Klärung der Frage nach der Pathogenese der funktionellen Beinlängendifferenz findet sich jedoch nicht.

Der Literaturüberblick von *Gurney* [60] differenziert die Beinlängendifferenzen in eine Strukturelle einerseits und eine Funktionelle andererseits. Die Funktionelle wird definiert als Folgeerscheinung resultierend aus Veränderungen der Mechanik der unteren Extremitäten. Beispielhaft werden hier als Ursachen aufgeführt: muskuläre Schwäche, Gelenksenge/-steifheit (joint tightness) der Gelenke der unteren Extremität oder der Wirbelsäule. Häufigere Ursachen seien Pronation oder Supination eines Fußes im Vergleich zur Gegenseite, Hüftgelenkskontraktur, Kniegelenkshyperextension bei einer Schwäche des Quadriceps femoris und

Lumbaraskoliose.

Die Identifikation einer LPB als Ursache der Beinlängendifferenz findet sich nicht. Auch wird nicht auf den Aspekt einer manualtherapeutisch aufhebbaren und damit funktionellen Beinlängendifferenz eingegangen.

Die für die vorliegende Arbeit verwandte Methode der Bestimmung der funktionellen Beinlängendifferenz hat Einzug in die Lehrbuchliteratur [12; 61] gefunden und ist in der chiropraktischen und manualtherapeutischen Behandlung weit verbreitete Praxis. [62]

Letztendlich fand sich keine Quelle, die das Phänomen der funktionellen Beinlängendifferenz in Bezug auf eine Lumbopelvine Bewegungsstörung auf festem wissenschaftlichen Niveau d.h. sicher reproduzierbar, interuntersucher stabil und mit hoher Spezifität und Sensitivität beschreibt, auch die vorliegende Studie vermag dies nicht zu tun. Die funktionelle Beinlängendifferenz dennoch als Zugangskriterium für diese Studie festzulegen, erscheint mir auf Grund eindrücklicher eigener klinischer Erfahrung und auf Grund der Verbreitung in der alltäglichen Praxis gerechtfertigt.

4.2.4 Kriterium Erhärtung durch Umkehrbarkeit

Die oben dargelegte geringe technische Härte der Zugangskriterien „funktionelle Beinlängendifferenz“, „Beckenschiefstand“ und „Vorlaufphänomen“ erfährt durch die mandatorische Forderung nach ihrer Umkehrbarkeit durch Traktionsbehandlung eine Stärkung. Nur jene Probanden, die nach Traktionsbehandlung LPB negativ waren, verblieben in der Studienkohorte. Faktisch fand sich kein Proband, der LPB positiv war und nicht auf die Traktionsbehandlung ansprach. Bei allen fand sich nach Behandlung eine Umkehr des Untersuchungsergebnisses von LPB positiv zu LPB negativ.

Eine ähnliche Methodik zur Erhärtung des klinischen Befundes durch Umkehrbarkeit des Befundes nach Behandlung findet sich in der radiologisch-manualtherapeutischen Studie von *Tullberg*. [54]

4.2.5 Ausschlusskriterien

Durch den Ausschluss aller potentiellen Probanden mit einer anamnestisch bekannten, anatomischen Beinlängendifferenz, Gelenks- und/oder Beckendeformitäten sowie relevanter Verletzungen oder Voroperationen der unteren Extremitäten und der Wirbelsäule ist gewährleistet, dass ein unbeeinflusstes Bild der LPB erhoben wurde.

4.3 Messmethoden

4.3.1 Baropedographie vs. Ganganalyse

Die Baropedographie als Messmethode mag im ersten Moment nicht als die erste Wahl bei einer Fragestellung zum ISG wirken. Wäre eine Videoanalyse des Gangbildes, also ein Beobachten der dem ISG näheren Bewegungseinheiten Oberschenkel, Knie, Unterschenkel, Sprunggelenk und Fuß nicht im wahrsten Sinne des Wortes naheliegender?

Wo doch auch *Amelung* [63] schreibt: "Die Betrachtung der Lenden-Becken-Hüft-Region nimmt eine Schlüsselstellung innerhalb der Ganganalyse ein. Die primäre Begutachtung orientiert sich auf Symmetrieverhältnisse innerhalb der Beckendynamik so wie Hypo- bzw. Hypermobilitäten, die eine lokale ein- oder beidseitige funktionelle Beckeninstabilität zur Folge haben können. Erkennbar werden minimale Stellungsänderungen des Beckens bezüglich der Wirbelsäule und der unteren Extremitäten."

Eine erste Machbarkeitsstudie unter Verwendung der Videoanalyse des Gangbildes vor und nach manualtherapeutischer Behandlung von LPB positiven Probanden ist durch *Ward et al.* [64; 65] durchgeführt worden. Sie konnten eine technische Durchführbarkeit zeigen. Gleichzeitig verwiesen sie jedoch auf die Tatsache, dass diese Vorgehensweise mit einem enormen technischen und zeitlichen Aufwand verbunden ist. Eine kinematische Analyse des Gangbildes ist ein hochkomplexer,

störungsanfälliger Vorgang wie *Dalichau et al.* [66] schon 1998 zeigten. Auch wenn moderne Messsysteme hier sicherlich ein Fortschritt sind - die Ganganalyse bleibt vulnerabel. [67]

Rebello da Veiga [68] konnte in einer Studie mit 24 gesunden, männlichen Probanden zeigen, dass eine dreidimensionale, kinematische Messung mittels Infrarotkameras zur Überprüfung von ISG-Bewegungen möglich ist. Die Methode wird als gute Ergänzung zu einer palpierenden, manualtherapeutischen Untersuchung zur Einschätzung der Sakroiliakalgelenksbeweglichkeit gesehen. In der Beurteilung der Ergebnisse schränkt der Autor selbst die Wertigkeit für den klinischen Alltag ein. Zur Durchführung fehlt zum einen ein „methodischer Goldstandard“, zum anderen liegen bisher keine Daten zu einer Kohorte mit Lumbopelviner Bewegungsstörung vor.

Kritisch ist zu diesen Ergebnissen anzumerken, dass letztendlich nicht die ISG Bewegung gemessen wurde, sondern die Bewegung von auf der Haut aufgeklebten Infrarotmarkern. Für eine funktionelle Betrachtung der LPB mögen diese Ergebnisse hoch relevant sein, für eine Beurteilung der eigentlichen Sakroiliakalgelenksbewegung gelingt dies sicher nur sehr eingeschränkt. Auch findet sich gegenüber einer baropedographischen Messung ein nicht unerheblich größerer, technischer und personeller Mehraufwand.

Die Baropedographie jedoch bietet durch ihre hohe Messsensibilität sowie gute Standardisierungsmöglichkeiten, eine zuverlässig reproduzierbare Kontaktmessmethode zur Detektion von Gangbildveränderungen. [69] Zudem ist die Fußsohle die natürliche, physiologische und unumgängliche Kraftschnittstelle im aufrechten Gang. Sie ist die Kontaktschnittstelle von Körper und Untergrund und damit die Grundlage im wahrsten Sinne des Wortes für Körperhaltung, Stehen und Laufen. Es bietet sich also an, zur Aufklärung der klinischen Entität der Lumbopelvinen Bewegungsstörung aus der natürlichen Kontaktschnittstelle eine

Messschnittstelle zu machen. In ihrer Inauguraldissertation zur Bestimmung der Beeinflussung von Gangbild und plantarer Druckverteilung nach Versteifungsoperationen des oberen Sprunggelenks konnte *Lüth* [51] diese Praktikabilität deutlich zeigen.

Darüber hinaus ist die Baropedographie mit modernen Messeinheiten einfach und schnell durchführbar und verfügt über eine gute Interuntersucher Reliabilität auf Grund des hohen Automatisationsgrades moderner Systeme.

„Die technische Ganganalyse beinhaltet die Bestimmung der Kinematik, der Kinetik, der Muskelaktivität und des Energieverbrauchs. Wie auch immer betrachtet, die Erhebung all dieser Parameter erfordert eine beträchtliche Investition in Ausrüstung und Arbeitsraum und bedarf gut ausgebildeter Techniker und Kliniker, um diese Daten zu sammeln und zu interpretieren. Im Gegensatz dazu ist die Messung der Bodenreaktionskraft (durch Baropedographie, Anm. SW), eine relativ einfache und günstige Methode. Die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft ist die empfindlichste bei der Unterscheidung zwischen gesunden Probanden und kranken. [...] somit ist die Kraftmessplattenanalyse (Baropedographie, Anm. SW) eine wichtige Ergänzung zur klinischen Beurteilung.“ (frei aus dem Englischen) [70]

Die aufgezeigte gute Praktikabilität und Reproduzierbarkeit der baropedographischen Messmethode sowie ihre Belastungsfreiheit für den Probanden war ausschlaggebend, sie als Messmethode für diese Arbeit zu wählen.

4.3.2 Variabilitätsausgleich der Einzelmessung

Die Variabilität der Einzelschritte kann durch Mehrfachmessung und automatische Mittelung der Einzelschrittmessungen in ein stabiles Messergebnis überführt werden. [57] Um dies zu erreichen, wurden stets drei Messungen jedes Fußes durchgeführt und EDV-gestützt zu einem Messergebnis gemittelt. Das von uns verwandte System

verfügt über eine entsprechend automatisierte Funktion.

4.3.3 Mid-Gait-Methode

Bryant et al. zeigten in einer Studie mit 10 gesunden Probanden, dass die dynamische Pedographie mit der 2-Schrittmethode gleichwertig mit einer Messung in „freiem Gang“ ist. [50]

Die vorliegende Studie wurde mit der Mid-Gait-Methode durchgeführt, um den Probanden einen möglichst zwanglosen, entspannten Gang zu ermöglichen.

4.3.4 Sensorendichte

Rosenbaum zeigte in einer technischen Vergleichsstudie, dass die räumliche Auflösung der Pedographieplatte, 5 vs. 9 Sensoren je cm², bezüglich der klinischen Interpretierbarkeit nur eine untergeordnete Rolle spielt. Die räumliche Auflösung des von uns verwendeten Systems lag bei 4 Sensoren je cm². Eine höhere Auflösung sehen auch wir nicht erforderlich. Die von *Rosenbaum* geäußerte Vermutung, dass die Belastung möglicherweise durch das plantare Fettpolster schon so gut abgedämpft wird und so auf eine größere Fläche verteilt wird, dass vier Sensoren pro cm² ausreichend erscheinen, scheint auch für das Ziel unserer Untersuchung relevant. [71]

4.4 Vergleich mit anatomischer Beinlängendifferenz

Eine Untersuchung mit 25 Individuen mit anatomischer (nicht funktioneller) Beinlängendifferenz von *Perttunen* [72] konnte ein spezifisches Belastungsmuster aufzeigen. Gemessen wurden die Plantaren-Drücke mit einem Im-Schuh-Sohlensystem, außerdem die Boden-Reaktionskräfte durch stationäre Messplatten sowie die muskuläre Aktivität mittels Elektromyographie.

Perttunen zeigte, dass die Belastung des Vorfußes des längeren Beins größer ist. Auch unsere Zahlen belegen: Vor Behandlung ist auf der funktionell längeren Seite

(Gegenseite) der Spitzendruck im Bereich des Vorfußes für die Messareale „Mittelfuß“ und „MFK2“ bis „MFK5“ höher. Außer im Messareal „MFK1“, hier ist er numerisch kleiner als auf der betroffenen Seite.

Ebenso interessant im Vergleich mit der vorliegenden Arbeit ist, dass bei *Perttunen* das längere Bein einen hohen Spitzendruck im Messareal „Großzehe“ aufwies. Auch in unseren Messungen wies das Areal „Großzehe“ den höchsten Spitzendruckwert auf. Dies jedoch auf der zunächst funktionell kürzeren Seite. Mit einem P-Wert von 0,026 konnte hier, in unserer Studie, auch eine signifikante Änderung der Messwerte vor und nach der Behandlung, in Form einer Spitzendruckzunahme nach Aufhebung der funktionellen Beinlängendifferenz im Bereich der „Großzehe“, nachgewiesen werden. Eine Mehrbelastung des Vorfußes scheint in beiden Studien gleich. Jedoch findet sich bei der funktionellen Beinüberlänge im Vergleich zur anatomischen Beinüberlänge ein gegenläufiges Belastungsmuster in den Arealen „Großzehe“ und „MFK1“.

Dass unser Messergebnis hier im deutlichen Kontrast zu *Perttunens* [72] Ergebnissen steht, mag in den Unterschieden der Messtechnik liegen; hier Barfußmessung mit stationärer Messplatte, bei *Perttunen* In-Schuh-Sohlenmessplatte. Jedoch scheint es wahrscheinlicher, dass man bei einer wahren/anatomischen Beinlängendifferenz schlichtweg andere pathophysiologische Kompensationsmechanismen findet als bei einer transienten/funktionellen Beinlängendifferenz.

Blake et Ferguson [73] zeigten in ihrer videogestützten Ganganalyse, dass bei anatomischer Beinlängendifferenz in der mittleren Stützphase die Calcanealregion des längeren Beins eine um 3° größere Eversion aufweist als die Gegenseite. (Hier bleibt an zu merken, dass eine solch kleine Winkeländerung nur fragliche valide und objektiv gemessen werden kann.)

Dies deutet auf eine subtalare Pronation hin, welche nach *Götz-Neumann* [67] damit einhergeht, dass der Vorfuß insbesondere durch den medialen Bereich, also dem 1. Metatarsalköpfchen hergestellt wird. Dies geht wiederum einher mit den

Beobachtungen *Perttunens* [72] der ja ebenfalls eine höhere Belastung des 1.Strahls feststellte. Umso gewichtiger scheint die oben beschriebene Beobachtung, dass bei der LPB ein für die LPB spezifischer Kompensationsmechanismus vorliegt.

In einer Untersuchung mit 18 Patienten, die chirurgisch wegen einer anatomischen Beinlängendifferenz behandelt wurden, konnten von *Bahve et al.* [74] Gangbildveränderungen und postoperative Symmetrie-Angleichung nachweisen. Gemessen wurden die auftretenden Gewichtskräfte über die Zeit und die Belastungszeiten (stance time) im freien Gang und zwar mit zwei „force plates“ (Kraftmessplatten). Es wurde gezeigt, dass Maximalkräfte am längeren Bein größer, sowie nach operativer Verkürzung rückläufig waren und sich der Gegenseite angleichen. Dies zeigten auch die Messungen für die vorliegende Studie, so sank das durchschnittliche Kraftmaximum für das Messareal „Gesamter Fuß“ von 882,4 N auf 879,9 N auf der Gegenseite (längere Seite). Auf der betroffenen (kürzeren Seite) stieg der Wert von 874,6 N auf 879,5 N, was eine fast exakte Angleichung an die Gegenseite darstellt. Diese sich angleichenden Änderungen des Kraftmaximums sind jedoch ohne relevantes Signifikanzniveau. (Betroffen Seite $p \sim 0,087$ und Gegenseite $p \sim 0,318$) Nichtsdestotrotz bleiben die Richtungstendenzen die gleichen wie bei *Bahve et al.* [74]

4.5 Bewertung und Interpretation der pedographischen Imageveränderung

Mehrere Autoren postulieren, dass schon eine Beinlängendifferenz von 5 mm und noch weniger, Einfluss auf die Mechanik von Wirbelsäule und untere Extremität haben und Dysfunktionen auslösen können. [49] [27] [75] [76] [77] [78] Auch wenn, wie oben gezeigt, die funktionelle Beinlängendifferenz im Komplex der Lumbopelvinen Bewegungsstörung eine funktionell andere Entität ist, als die anatomische Beinlängendifferenz, so zeigt das kleine Maß von 5 mm welche Sensitivität hinsichtlich Asymmetrien, dem System Bewegungsapparat innewohnt.

Die Fortleitung der „Bewegungsstörung“ über das gesamte Bein hinweg, liegt anzunehmender Weise ähnlichen Mechanismen wie sie von *Götz-Neumann* [67] und Bizzini [79] unter dem Begriff des „Medialen Kollaps“ beschrieben sind. (Siehe auch Abbildung 12; Medialer Kollaps: Bei Schwäche im Einbeinstand häufig beobachtetes Phänomen mit leichter LWS-Skoliosierung, Übertriebener Beckenabsenkung, Innenrotation und medialer Abkippfung der Tibia und Verlust des inneren Fußlängsgewölbes bei exzessiver

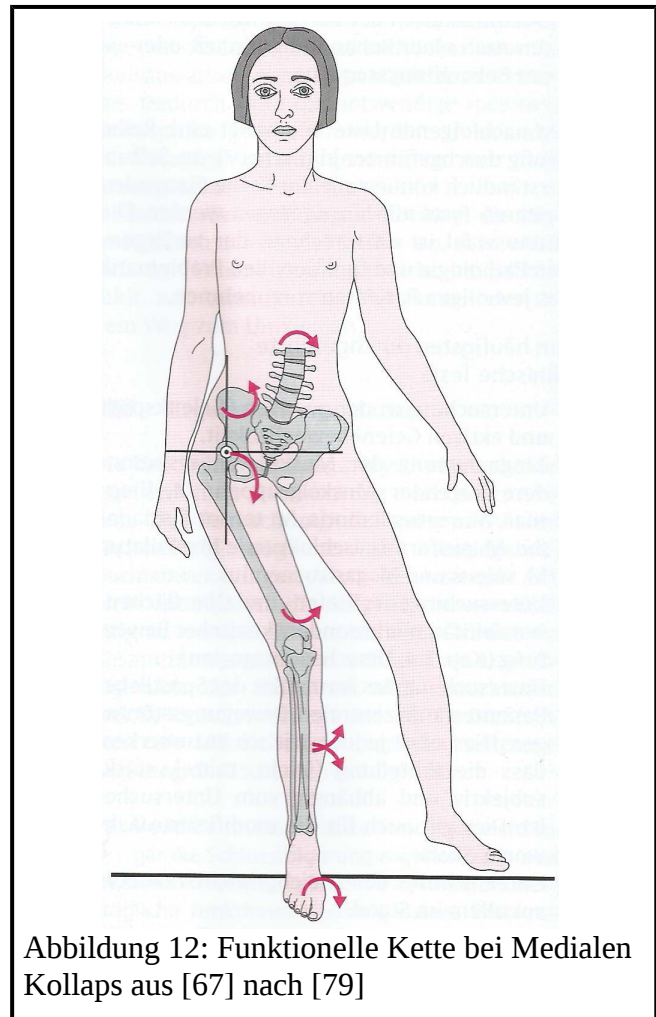


Abbildung 12: Funktionelle Kette bei Medialen Kollaps aus [67] nach [79]

subtalarer Pronation.) Auch hier kommt es zu einer Mehrbelastung des Medialen Fußes.

Bei aller Euphorie über das eindeutige Muster, welches diese Arbeit aufzeigt, das sich scheinbar von der Lumbopelvinregion bis in die Fußsohlen fortzusetzen scheint, kann die alte wissenschaftsphilosophische Frage von „Ei und Henne“ auch hier nicht gänzlich ignoriert werden. So schreibt *Götz-Neumann* [67] „Falsche Abrollbewegungen des Fußes, gestörte Propriozeption oder verminderte Oberflächensensibilität der Fußsohle können in der Folge zu Schmerzen an Knie- und Hüftgelenken sowie an der Wirbelsäule führen. Zudem kann es zu Problemen mit dem Gleichgewicht und der Haltung kommen.“ Kann man sicher sein, dass die von uns erhobenen Phänomene, Ursprung in der Lumbopelvinregion haben oder handelt

es sich um ein Problem des Fußes, welches sich regelmäßig in einer lumbopelvinen Problematik manifestiert? Hier kann nur die komplexfunktionelle Betrachtung ein Lösungsansatz sein. Die reziproke Einflussnahme der Einzelsysteme – Fuß und Lumbopelvinregion aufeinander machen die Entschlüsselung nicht einfacher aber sicherlich spannender.

Dass ein Nachweis eines Lastshifts im Prinzip nur für den Vorfuß gelang, liegt sicherlich an der Messmethodik, denn für den Rückfuß, also das Messareal „Ferse“, wurde nur ein Messareal zugewiesen. Eine Aufteilung der Ferse in einen medialen und einen lateralen Messbereich könnte hier noch weitere Aufschlüsse ergeben und den Lastshift evtl. für den gesamten Fuß nachweisen.

Auch könnte eine eingehendere Untersuchung mit einem 3D-Matrix-System z.B. nach dem Oxford-Foot-Modell [80-82] hier sicher weiteren Aufschluss liefern.

4.6 Funktionelle Betrachtung des Gesamtsystems Unterer Bewegungsapparat

In einer prospektiven Studie mit 20 Probanden konnten *Swaminathan et al* [48] in baropodographischen Messungen zeigen, dass sich bei simulierter Beinlängendifferenz im Stand eine Lastverschiebung auf das kürzere Bein einstellt. Es erfolgten Messungen vor und nach einseitigem Erhöhen des Standniveaus (die Standfläche wurde um 3,5 cm erhöht bzw. erniedrigt).

Der Vergleich mittels gepaartem T-Test zeigte eine signifikante Veränderung bei einem P-Wert= 0.002.

Auch in den Zahlen der vorliegenden Studie zeigte sich eine Lastverschiebung, es zeigte sich jedoch eine Erhöhung der Lastaufnahme des funktionell längeren Beins. Dies unterstreicht die Annahme, dass eine funktionelle Beinlängendifferenz einer gänzlich anderen funktionellen Dynamik unterliegt, als eine (simulierte) anatomische Beinlängendifferenz.

Der in der Baropodographie beobachtete Lastshift bei LPB ist vielleicht Ausdruck des Versuchs einer subtalaren Kompensation der relativen funktionellen Beinüberlänge der Gegenseite. Die Gegenseite reagiert mit medialer Fußentlastung bzw. lateraler Auflastung, um eine verkürzende subtalare Supination zu induzieren. Eine Umkehr des beschriebenen Phänomens der subtalaren Pronation, welche eine anatomische Beinüberlänge induziert. [83-85]

4.7 Symmetrie gleichbedeutend mit „gesund“?

Der Tatsache, dass in der vorliegenden Studie der Belastungsshift nur kontralateral und nicht ipsilateral nachgewiesen werden konnte, verleitete zu dem Gedanken, dass dies Ausdruck einer Annäherung der Fußabdrücke aneinander ist. Also sich die kontralaterale Kompensationsbelastung der ipsilateralen Normalbelastung angleicht.

Auf Grund des visuellen Eindrucks der graphischen Darstellungen der Fußabdruckpaare im computerisierten „Daumenkino“ (schneller Wechsel zwischen Fußabdruckimage vor und nach Behandlung) wurde auf eine Normalisierung des Abrollverhaltens geschlossen. Es sah so aus, als ob sich nach Auflösung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung größere Symmetrie im Gangbild bzw. im Fußabdruck einstellte.

Dies konnte rechnerisch auch für den Bereich des Vorfußes belegt werden.

Im Messbereich „Ferse“ zeigte sich jedoch bei keiner der Messgrößen eine signifikante Veränderung durch die Behandlung. Nicht erstaunlich ist daher, dass sich im rechnerischen Symmetrievergleich auch keine Annäherung der „Fersenabdrücke“ zeigt. Dies mag, wie schon erwähnt, der Messmethodik mit breit gefasstem Messareal zuzuschreiben sein. Es kann aber auch daran liegen, dass die Belastungszone Ferse, stark vereinfacht, als Teilkugel betrachtet werden kann. Geringe Lagenveränderungen, wie sie hier zu postulieren sind, haben damit praktisch keinen

Einfluss auf die Ausprägung der Kräfte in der Belastungszone, wenn ein anderes Teilsegment der „Kugel“ auf die Messplatte trifft.

Nimmt man aus diesem Grund die Messungen im Areal „Ferse“ aus der prozentualen Berechnung heraus, kommt man auf deutliche 71 % der Messareale und Messqualitäten, die eine größere Symmetrie aufweisen als vor der Behandlung.

Die Schlussfolgerung hieraus ist, dass durch das Beheben der Lumbopelvinen Bewegungsstörung eine spiegelbildliche Symmetrieangleichung des pedographischen Images stattfindet. Da der symmetrische Fußabdruck innerhalb einer normalen Varianz das Normalbild darstellt, [86; 87] [88] erfolgt durch die manualtherapeutische Behandlung also eine Normalisierung des Gangbildes.

Auch *Perttunen* machte die Beobachtung dass der Fußabdruck einer Normalpopulation keine eindeutigen Asymmetrien aufweist, in einer Kohorte mit Beinlängenunterschied findet sich eine Asymmetrie jedoch häufig. [72]

4.8 Liegt das Geheimnis der LPB im ISG?

Durch röntgenstereophotogrammetrische Analysen konnte keine Positionsveränderung des Iliosakralgelenks durch manualtherapeutische Manipulationen dokumentiert werden. *Tullberg* [54] schlägt als Konsequenz der Ergebnisse seiner Studie vor, die klinisch evidenten Symptome der LPB nicht in der Position von knöchernen Strukturen zueinander, sondern vielmehr in der Reaktion von Weichteilen (Muskeln, Sehnen, Bänder usw.) auf manualtherapeutische Manipulation zu werten.

Auch *Fisk* [89] konnte einen Einfluss von Manualtherapie bei ISG-Problematik auf muskuläre Spannung zeigen. Zehn Patienten mit Low-back-pain wurden manualtherapeutisch behandelt. Die Messung der muskulären Spannung der Oberschenkelmuskulatur während des graduellen, passiven Anhebens des Beins vor

und nach der Behandlung, zeigte eine signifikante Änderung im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe.

Warum aber zeigen die scheinbar auf das ISG ausgerichtete manualtherapeutische Behandlungsmethoden Wirkung?

Eine Erklärung findet sich bei *Gautschi [10]* : "Das traditionelle Konzept gelenkspezifisch ausgerichteter Manualtherapeuten, ein Großteil der Schmerzen des Bewegungssystems würde durch mechanisch blockierte Gelenke verursacht (vor allem im Bereich der Wirbelsäule, aber auch im Bereich der peripheren Gelenke), hat sich in den letzten Jahren bei den Exponenten der manuellen Medizin stark gewandelt. Als häufigste Schmerzursache wird nicht mehr eine Art 'Schubladeneinklemmphenomen' postuliert, und viele Manualmediziner haben sich von der Vorstellung gelöst, dass es sich bei den beobachteten Minderbeweglichkeiten der Wirbelsäule um mechanische Blockierungen handelt. Schmerzen und artikuläre Funktionsstörungen werden vielmehr im Zusammenhang mit reflektorischen Tonuserhöhungen gesehen, die über Noziafferenzen aus unterschiedlichen Strukturen (Intervertebral- und Extremitätengelenke, Haut, innere Organe, Muskeln, Sehnen, Bänder, psychische Faktoren) generiert werden. (Summationsmodell)."

Scheinbar sind Manipulationen in diesem Summationsmodell an verschiedenen Zugangsstellen möglich. Dass eine scheinbare Gelenksblockade durchaus eine muskuläre Ursache haben kann, schreibt *Korr [90]* „Obwohl es üblich ist, in den Muskeln den Motor unseres Körpers zu erblicken, sollte nicht vergessen werden, dass die selben kontraktile Kräfte auch dazu dienen, der Bewegung entgegenzuwirken. Es kann somit gefolgert werden, dass der Muskel in seiner Funktion als Bremse ein wesentliches und gleichzeitig höchst variables Hindernis der Beweglichkeit im gestörten Gelenk darstellt“ [90] (Übersetzung entnommen aus [48]).

Die Beobachtungen *Hungerfords [91]* zur elektromyographischen Aktivierung der Hüftmuskulatur bei Vorliegen einer LPB weisen ebenfalls in Richtung einer auch

muskulären Störung. Die Aktivierung von M. Obliquus internus adominis, multifidus und gluteus maximus waren verzögert, die Aktivierung des M. biceps femoris war vorgezogen im Vergleich mit der LPB negativen Kontrollgruppe.

Wie viel Anteil der Lumbopelvinen Bewegungsstörung im Iliosakralgelenk selbst liegt, wird letztendlich nur schwer auf zu klären sein. So finden sich nicht nur die somatischen Anteile, die Einfluss auf eine LPB haben, sondern auch psychische. So fordert *van Wingerden* [92] "Wenn man Gelenke manuell untersucht, muss der Einfluss von Muskelaktivierungs-Mustern beachtet werden, da beides, die Inter- und Intrauntersucherverlässlichkeit der Untersuchungsmethode, durch Muskelaktivität beeinflusst werden kann. Dies beachtend verdient die Beziehung zwischen emotionalen Zuständen, Muskelaktivität und Gelenksteifheit weitere Erforschung." (frei aus dem Englischen).

An anderer Stelle postuliert *van Wingerden* [18] einen möglichen Zusammenhang von Muskelspannungsstatus des Probanden und der Interuntersucher Reliabilität der manualtherapeutischen Tests. Bei Aktivierung von M. biceps femoris, M. gluteus maximus, M. latissimus dorsi und M. erector spine zeigte sich eine erhöhte Gelenksteifigkeit im ISG.

Warum dann bisher keines der Verfahren der Bewegungsanalyse ein umfassendes Muster der Lumbopelvinen Bewegungsstörung beschrieben und die Rolle des ISG in dieser eingeordnet hat, liegt in der Komplexität der LPB und der Varianz des Normalen. So schreibt *Amelung* [63] "Um im Rahmen einer manualmedizinischen Begutachtung von Schmerzpatienten den pathologischen bzw. von der Norm abweichenden Gang beurteilen zu können, genügen nicht allein Kenntnisse über den „normalen“ Gang. Vielmehr ist es notwendig, die ganze Interindividualität des menschlichen Gehens zu erkennen und in den einzelnen Fall einzuordnen. An dieser Stelle scheitern alle derzeitigen parametergestützten apparativen Verfahren."

Dass eine instrumentierte Ganganalyse, trotz des Scheiterns an zu großer Komplexität des Individuellen, einen festen und sinnvollen Platz in der Untersuchung von Bewegungsstörungen hat, zeigt *Kaufmann (aus dem Englischen) [70]*: „Ganganalyse kann unterscheiden zwischen funktioneller (hier *kompensierter* Anm. SW) und struktureller Extremitätenungleichheit und sie kann hilfreiche Information zur Therapiebedürftigkeit geben.“

Dies ist sicher auch eine zu erwägende Möglichkeit, warum radiologische Studien, die sich auf knöcherne Veränderung bei Vorliegen einer LPB fokussieren, nicht zu erklären vermögen, wie die Symptome entstehen, welche als mit der ISG-Dysfunktion in kausalem Zusammenhang stehend beschrieben werden. Die anatomisch-mechanistische Betrachtung des Iliosakralgelenks und die der es bildenden Knochen, reicht als Erklärungsansatz demnach nicht aus. Es muss sich vielmehr um einen funktionellen Symptomkomplex handeln, der sich derzeit nicht alleine aus der Funktionalität bzw. der Dysfunktionalität des Iliosakralgelenks heraus erklären lässt. [54; 93-95] Ein konsensuiertes Erklärungsmodell zur Funktionalität des ISG liegt bisher nicht vor. Da es als Gelenk mit sechs Freiheitsgraden beschrieben wird, können Erklärungen zu ISG-Pathologien nie einfach sein. Das Bewegungsausmaß wird als gering beschreiben. [38]

Dass eine LPB sehr wohl eine Auswirkung auf den unteren Bewegungsapparat hat und damit durch eine Pedographie erfassbar ist, lässt sich aus einer Studie mit 100 Ausdauerläufern schließen. Es konnte ein statistischer Zusammenhang von Beckenfehlstellungen und Knieschmerzen aufgezeigt werden. [96] Auswirkungen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung auf das Gesamtsystem des unteren Bewegungsapparats scheint evident.

Die zentrale Funktion des lumbopelvinen Bereichs beschreibt auch *Götz-Neumann [67]*: "Während des Gehens lässt sich der Körper in die Funktionseinheiten *Passagier*

(obere Körperhälfte und Becken!) und *Lokomotor* (Becken und Beine) unterteilen. Das Becken als Verbindungsglied zwischen beiden gehört sowohl zum Passagier als auch zum Lokomotor. [...] Eine wichtige Rolle spielt noch die Ausrichtung der Passagiereinheit über dem Lokomotor. Von ihr hängt entscheidend ab, wie viel und welche Muskelarbeit von der Lokomotoreinheit geleistet werden muss.“ [97] (nach [67])

Die Auswirkungen bzw. die folglich entstehenden Kräfte der Passagier-Ausrichtung werden nicht allein an der knöchernen Kraftschlussstelle Iliosakralgelenk übertragen. Sie werden selbstverständlich in genauso großem wenn nicht noch größerem Ausmaß durch die muskulär-bindegewebige Rumpfbeckerverbindung (Bauchdecke, Rückenmuskulatur, Iliopsoasmuskulatur, Haut etc.) weitergeleitet. Dies macht eine komplexe, funktionelle Betrachtung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung obligat. Das Geheimnis der LPB liegt wohl eher in ihrer ganzheitlichen Differenziertheit als nur in der mechanistischen Interaktion von Os ilii und Os sacrum.

4.9 Forderungen für die klinische Arbeit

Wie hier gezeigt werden konnte, besteht ein funktioneller Zusammenhang zwischen lumbopelvinem Mobilitätsstatus und Abrollverhalten des Fußes. Aus den klinisch offensichtlichen Veränderungen des Gangbildes nach Behebung einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung wurde schon die Forderung abgeleitet, stets eine Überprüfung des ISG-Status vor Durchführung einer Bewegungsanalyse bzw. der Fußabdruckabnahme für eine Schuheinlage durchzuführen. [57] Denn es ist nicht sinnvoll, wenn man eine Orthese so formt, dass sie den Fuß im „fehlerhaften“ Abrollverhalten abmodelliert und somit das „Fehlerhafte“ fixiert. Vor allem, wenn eine funktionelle Pathologie wie im Fall der Lumbopelvinen Bewegungsstörung vorliegt. Vielmehr soll die Orthese in ihrer Funktion auf die höhergradige Bewegungsstörung zielen, die letztlich Verordnungsgrund ist.

Ebenso ist bei einer diagnostisch-therapeutischen, instrumentierten Bewegungsanalyse wie auch bei der klinisch-inspektorischen Bewegungsanalyse eine gezielte Überprüfung des Lumbopelvinen Bewegungsstatus sinnvoll. Auch wenn die LPB Teil der zu erfassenden und zu behandelnden Beschwerden ist, so sind die typischen Veränderungen einer LPB in die diagnostische Auswertung und in die therapeutischen Überlegungen mit aufzunehmen.

Für eine instrumentierte Bewegungsanalyse zum wissenschaftlichen Zweck gilt dies, abhängig von der zu bearbeitenden Fragestellung, natürlich auch.

4.10 Prophylaxe Lumbopelvine Bewegungsstörung

Wenn man die Funktion und Stabilität des Iliosakralgelenks diskutiert, ist das Konzept der „form and force closure“ [98] einzubeziehen. Da die Form vorgegeben ist, kann man nur über die Seite der „force“ also über die Kraft Einfluss nehmen. So ist die mechanische Belastbarkeit des Iliosakralgelenks von der es stabilisierenden Bändern und Muskeln abhängig. So schreibt *Pel et al.* [99] „Die effektive Stabilisierung des ISG ist essentiell um die Last der Wirbelsäule via dem ISG auf die Hüftknochen und Beine zu übertragen. Eine biomechanische Analyse der aufrechten Standposition zeigte, dass die Aktivierung der transversalorientierten, abdominellen Muskeln - M. transversus abdominis und des Beckenbodens z.B. M. coccygeus und M. pubo- und iliococcygeus eine effektive Strategie wären, um vertikale ISG Scherkräfte zu reduzieren und damit das ISG zu stabilisieren. Das in dieser Situation vorliegende Kräftegleichgewicht induziert eine Belastung der iliolumbaren und posterioren iliosakralen Bänder. Der M. transversus abdominis kreuzt das ISG und verklemmt das Sacrum zwischen den Hüftknochen. Darüber hinaus opponiert die Beckenbodenmuskulatur der Bewegung der Hüftknochen, was die Position des Sacrums stabilisiert (der Beckenring).“ Will man also die funktionelle Stabilität des ISG erhöhen, so ist es naheliegend, die es stabilisierende Muskulatur (hierzu siehe auch [100]) zu kräftigen – also das System „lumbopelviner Übergänge“ zu stärken.

Das Konzept der LPB Prophylaxe und Therapie durch Kräftigungstherapie in Kombination mit Manualtherapie hat sich bis in die kommerziellen Kräftigungstherapieangebote von z.B. KieserTraining etabliert und Einzug in entsprechende Literatur gefunden. So findet sich bei *Kieser* [14] folgendes: „Die Beziehung der Blockierungen zur Kräftigungstherapie ist mehrschichtig: Der Mangel an Kraft ist eine wichtige Blockierungsursache, bestehende Blockierungen können durch mobilisierende Effekte des Trainings gelöst, aber auch schmerzhaft aktiviert werden; langfristig reduziert das Training über den Zugewinn an Stabilität und über Abbau von muskulären Dysbalancen die Rückfallgefahr.“

Durch bisher unveröffentlichte, eigene Zahlen sehen wir dieses Therapiekonzept bestätigt. In einer gemischten Kohorte von 23 Patienten, die bei einer Eingangsuntersuchung LPB-positiv waren, fanden sich bei einer Nachuntersuchung nach ca. 6-8 Wochen nur sieben LPB-positive Patienten. Zwischenzeitlich hatten die Patienten eine manualtherapeutische Behandlung und mindesten 6 Wochen Kiesertraining mit gezielter Stärkung der lumbopelvinen Region erfahren. Die Punktprävalenz sank von 100 auf 30 %. Dies liegt knapp über der spontanen Prävalenz. In einer präselektierten, „rückenkranken“ Kohorte ist dies als erstaunlich zu betrachten, wenn auch die Aussagekraft dieser Zahlen auf Grund der kleinen Kohortengröße statistisch nur mäßig belastbar ist.

Bei sehr geringen unerwünschten Nebenwirkungspotential und großen positivem Nebenwirkungspotential der Kräftigungstherapie an sich, [101; 102] kann dem Betroffenen jedoch getrost eine Empfehlung für eine gezielte muskuläre Kräftigungstherapie gegeben werden.

Am Fall eines 47 jährigen Mannes beschreibt *Horton* [103], dass eine Übungsbehandlung, ISG Beschwerden zuverlässig aufheben konnte. Die Behandlung war den von *McKienzie und May* [104; 105] dargelegte Prinzipien gefolgt. Dies

unterstützt die Idee, dass es sich bei der LPB-Problematik mehr um ein funktionelles Komplexproblem des lumbopelvinen Übergangs handelt, als um ein isoliertes Problem des Iliosakralgelenks. Es sollte ein aktivierendes Behandlungskonzept eingeschlagen werden.

4.11 Schlussfolgerungen:

Die zu Beginn auf gestellten Fragestellungen dieser Arbeit könne wie folgt beantwortet werden:

a) Welches Bild zeigt sich in der Pedographie bei Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung?

Der Lumbopelvinen Bewegungsstörung ist ein typisches pedographisches Muster zu eigen. Es findet sich ein relativer Lastshift am Fuß der Gegenseite hin zu einer Mehrbelastung des lateralen Fußes, wobei das pedographische Image des ipsilateralen Fußes, mit der Ausnahme des Areal „Mittelfuß“, ohne signifikante Veränderungen bleibt.

b) Führt eine manualtherapeutische Traktionsbehandlung zu messbaren und signifikanten Veränderungen der pedographischen Images?

Eine manualtherapeutische Traktionsbehandlung führte zuverlässig zur Aufhebung der erhobenen klinischen Zeichen der Lumbopelvinen Bewegungsstörung und ebenso zu einer signifikanten Veränderung der pedographisch erhobenen Parameter. Die Behandlung führte zu einer Aufhebung des lateralen Lastshiftes und damit zu einer Symmetriangleichung des Gangbildes der contra- und ipsilateralen Füße.

c) Welche Areale und Messqualitäten des pedographischen Images sind betroffen?

Die signifikanten Veränderungen der Messwerte fanden sich im Bereich des Vorfußes der contralateralen Seite und ipsylateralseitig einzig im Areal „Mittelfuß“.

d) Wie sind diese Veränderungen zu beurteilen und stellen sie eine Annäherung an das „normale“ pedographische Image dar?

In der Annahme, dass das normale Gangbild im Rahmen von natürlichen Abweichungen eine relative Symmetrie aufweist, kann bei nachgewiesener Symmetriangleichung von vor zu nach der Behandlung von einer Normalisierung des Gangbildes durch die Aufhebung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung ausgegangen werden.

e) Ergeben sich aus den Messergebnissen Forderungen für das klinische Vorgehen?

Die Auswirkungen einer LPB auf das pedographische Image – oder profaner ausgedrückt auf den Fußabdruck, und damit auf das Gangbild – sind statistisch signifikant und zuverlässig messbar. Von einem Einfluss auf Messergebnisse der erweiterten, technischen Ganganalyse mittels Videoanalyse, Laufbandanalysen etc. ist auszugehen. Darüber hinaus ist der Einfluss auf die Verfertigung von orthopädischen Schuheinlagen, ob nun nach Erhebung eines digitalen Fußabdrucks oder des klassischen mechanisch verformten Negativabdrucks selbstredend anzunehmen. Daraus ergibt sich aus den präsentierten Ergebnissen die Forderung nach einer Überprüfung des LPB-Status vor jeder Ganganalyse und jeder Fußabdruckaufnahme zum Zweck der orthopädischen Versorgung.

Über die Anfangs aufgestellten Fragen hinaus ergaben sich aus den recherechenund Ergebnissen weitere Schlussfolgerungen:

So wichtig diese erste Beschreibung von digital erfassten, interuntersucher stabilen (digitales Messverfahren) und statistisch signifikanten Parametern des klinischen Phänomens der Lumbopelvinen Bewegungsstörung sein mag, so klein ist der Beitrag an der Aufklärung dieses komplexen pathophysiologischen Bildes. Die in der Literatur zumeist unter Begriffen wie „ISG-Blockade“ diskutierte klinische Entität, scheint sich der Erfassung durch nicht-technische Untersuchungsmethoden weithin zu entziehen. Zumal häufig die einem Schmerzphänomen zugrunde liegende Pathologie Ziel der Untersuchungsmethoden ist und nicht die Erfassung eines anatomisch-pathophysiologischen Musters.

Die bisher gemachten Versuche einer technischen Erfassung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung, werden der Komplexität des Phänomens bisher nicht gerecht. Zumal viele Arbeiten (wie die vorliegende Arbeit auch) einen beschränkten Fokus haben. In anderen Arbeiten finden sich widersprüchliche Aussagen oder es besteht das Problem, dass mit statistisch nicht ausreichend großer Fallzahl gearbeitet wurde. Nicht zuletzt lag die Hochzeit der Forschung rund um das Phänomen „Lumbopelvine Bewegungsstörung“ in einer Zeit, als das technisch Machbare noch weit unter der Leistungsfähigkeit der heutigen digital gestützten Bewegungsanalyse- und Bildgebungstechnik lag.

5. Zusammenfassung

In einer prospektiv beobachtenden Studie wurden 37 Probanden mit einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung (funktionelle Beinlängendifferenz, Beckenschiefstand, positives Vorlaufphänomen) untersucht. Die Kernfragestellung war: Welches Bild zeigt sich in der Pedographie bei Vorliegen einer LPB und führt die manualtherapeutische Traktionsbehandlung zu messbaren und signifikanten Veränderungen der pedographischen Images?

In der Eingangsuntersuchung wurde das Vorliegen einer Lumbopelvinen Bewegungsstörung erhoben und die Ausschlusskriterien (anatomische Beinlängendifferenz und relevante Voroperationen an Wirbelsäule, Becken oder Unteren Extremitäten) überprüft. Eine digitale Baropedographie beider Füße wurde nach der Mid-Gait-Methode erstellt. Sodann erfolgte die manualtherapeutische Traktionsbehandlung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung und eine neuerliche Untersuchung nach dem Schema der Eingangsuntersuchung wurde durchgeführt. Waren alle drei klinischen Zeichen der Lumbopelvinen Bewegungsstörung aufgehoben, so verblieben die Probanden in der Kohorte und eine neuerliche Baropedographie erfolgte. Die klinische Ermittlung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung und die manualtherapeutische Aufhebung derselben, erfolgten verblindet gegenüber dem Durchführenden der pedographischen Messungen.

Es konnte ein für die Lumbopelvine Bewegungsstörung typisches Fußabdruckmuster identifiziert werden: Auf der kontralateralen Seite zeigte sich ein Lateralshift der Belastung des Fußes in allen Messgrößen. Der ipsilaterale Fußabdruck zeigte nur im Bereich des Mittelfußes und hier auch nur für die Messgröße „Spitzendruck“ eine signifikante Änderung im Vergleich der Fußabdrücke von vor zu nach Aufhebung der Lumbopelvinen Bewegungsstörung. Nach manualtherapeutischer Traktionsbehandlung zeigte sich eine Symmetrieangleichung des pedographischen Gangbildes.

Zur pathophysiologischen Aufklärung des Phänomens der Lumbopelvinen

Bewegungsstörung konnte ein kleiner Beitrag geleistet werden.

Aus den genannten Beobachtungen lässt sich die klare Forderung nach einer obligaten Überprüfung des lumbopelvinen Status vor jeder Ganganalyse und jeder Fußabdruckabnahme zur orthopädischen Versorgung ableiten.

6. Danksagungen:

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Gerd Regel für die freundliche Überlassung des Themas und seine geduldige Betreuung der Arbeit.

Mein Dank gilt Dr. Jan Nikolas Rieken und Dr. Josef Ditto für die Erhebung der Daten und die technische Beratung.

Mein Dank gilt Patrick Kosmützky für die Unterstützung bei der statistischen Datenauswertung.

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau Anne Luise Wagner für ihre ausdauernde Unterstützung als Lektorin, Versorgerin und Motivatorin.

7. Literaturverzeichnis

- [1] **Laslett, M. (2008).** *Evidence-based diagnosis and treatment of the painful sacroiliac joint.*, J Man Manip Ther 16 : 142-152.
- [2] **Laslett, M. (2012).** *Differenzierungs-/Provokations tests und Behandlung für das SIG,* manuelletherapie 16 : 9-17.
- [3] **Kayser, R. (2008).** *Das Sakroiliakalgelenk und die sakroiliakale Dysfunktion,* Manuelle Medizin 46 : 69-72.
- [4] **Ludwig, O. (2011).** *Anatomische und funktionelle Beinlängendifferenzen,* Fuss und Schuh .
- [5] **Grieve, E. F. (1983).** *Mechanical dysfunction of the sacro-iliac joint.*, Int Rehabil Med 5 : 46-52.
- [6] **Cramer, A. (2003).** *Ileosakralmechanik,* Manuelle Medizin : 288–290.
- [7] **Vielitz, A. (2012).** *Der Test der Tests: Wie sieht die Evidenz aus?*, Manuelle Therapie : 18-24.
- [8] **Friedel, T. ().** *Vermessene Messung,* Physiotherapie; www.thieme.de/physioonline > „physioexklusiv“ > „Artikelarchiv“ > „Thieme eJournals“ 3/10.
- [9] **Derlien, S. (2009).** *Untersuchungen zu manualmedizinischen Befunden des Krankheitsbildes „Low Back Pain“,* Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- [10] **Gautschi, R. (2013).** *Manuelle Triggerpunkt-Therapie.* Thieme, .
- [11] **Schomacher, J. (2011).** *Manuelle Therapie: Bewegen und Spüren lernen.* Thieme, .
- [12] **Moll, B. (2011).** *Lehrbuch der manuellen Medizin.* Spitta Verlag GmbH & Co. KG, Balingen, .
- [13] **Weiß, M. (2013).** *Muskelkraft die stärkste Medizin.* Lüchow, .
- [14] **Kieser, W. (2015).** *Kraft Therapie in Prävention und Therapie.* Hogrefe Verlag, Bern, .
- [15] **Laslett, M. and Williams, M. (1994).** *The reliability of selected pain provocation tests for sacroiliac joint pathology.*, Spine (Phila Pa 1976) 19 : 1243-1249.
- [16] **Hammer, N.; Steinke, H.; Lingslebe, U.; Bechmann, I.; Josten, C.; Slowik, V. and Böhme, Jö. (2013).** *Ligamentous influence in pelvic load distribution.*, Spine J 13 : 1321-1330.
- [17] **Moen, M. H. and Tingulstad, S. (1991).** *[Pelvic joint syndrome as the cause of chronic pelvic pain in women].*, Tidsskr Nor Laegeforen 111 : 690-691.
- [18] **Lewit, K. and Rosina, A. (1999).** *Why yet another diagnostic sign of sacroiliac movement restriction?*, J Manipulative Physiol Ther 22 : 154-160.
- [19] **Lippitt, A. (1995).** *Recurrent subluxation of the sacroiliac joint: diagnosis and treatment.*, Bull Hosp Jt Dis 54 : 94-102.
- [20] **Riddle, D. L. and Freburger, J. K. (2002).** *Evaluation of the presence of sacroiliac joint region dysfunction using a combination of tests: a multicenter intertester reliability study.*, Phys Ther 82 : 772-781.
- [21] **Simopoulos, T. T.; Manchikanti, L.; Singh, V.; Gupta, S.; Hameed, H.; Diwan, S. and Cohen, S. P. (2012).** *A systematic evaluation of prevalence and diagnostic accuracy of sacroiliac joint interventions.*, Pain Physician 15 : E305-E344.

- [22] **Berthelot, J.-M.; Labat, J.-J.; Le Goff, B.; Gouin, F. and Maugars, Y. (2006).** *Provocative sacroiliac joint maneuvers and sacroiliac joint block are unreliable for diagnosing sacroiliac joint pain.*, Joint Bone Spine 73 : 17-23.
- [23] **Cibulka, M. T. (2014).** *Sacroiliac joint dysfunction as a reason for the development of acetabular retroversion: a new theory.*, Physiother Theory Pract 30 : 249-253.
- [24] **Cibulka, M. T. (1999).** *Classifying sacroiliac dysfunction.*, J Orthop Sports Phys Ther 29 : 556-557.
- [25] **Daly, J. M.; Frame, P. S. and Rapoza, P. A. (1991).** *Sacroiliac subluxation: a common, treatable cause of low-back pain in pregnancy.*, Fam Pract Res J 11 : 149-159.
- [26] **Laslett, M.; Aprill, C. N.; McDonald, B. and Young, S. B. (2005).** *Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests.*, Man Ther 10 : 207-218.
- [27] **Friberg, O. (1983).** *Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality.*, Spine (Phila Pa 1976) 8 : 643-651.
- [28] **Levangie, P. K. (1999).** *Four clinical tests of sacroiliac joint dysfunction: the association of test results with innominate torsion among patients with and without low back pain.*, Phys Ther 79 : 1043-1057.
- [29] **Gemmell, H. A. and Jacobson, B. H. (1990).** *Incidence of sacroiliac joint dysfunction and low back pain in fit college students.*, J Manipulative Physiol Ther 13 : 63-67.
- [30] **Dreyfuss, P.; Dryer, S.; Griffin, J.; Hoffman, J. and Walsh, N. (1994).** *Positive sacroiliac screening tests in asymptomatic adults.*, Spine (Phila Pa 1976) 19 : 1138-1143.
- [31] **Foley, B. S. and Buschbacher, R. M. (2006).** *Sacroiliac joint pain: anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment.*, Am J Phys Med Rehabil 85 : 997-1006.
- [32] **Brooke, R. (1924).** *The Sacro-Iliac Joint.*, J Anat 58 : 299-305.
- [33] **Cohen, A. S.; McNeill, J. M.; Calkins, E.; Sharp, J. T. and Schubart, A. (1967).** *The "normal" sacroiliac joint. Analysis of 88 sacroiliac roentgenograms.*, Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 100 : 559-563.
- [34] **Grieve, G. P. (1976).** *The sacro-iliac joint.*, Physiotherapy 62 : 384-400.
- [35] **Sashin, D. (1930).** *A critical analysis of the anatomy and pathological changes of the sacroiliac joints.*, J Bone Joint Surg 12.
- [36] **Prassopoulos, P. K.; Fafila, C. P.; Voloudaki, A. E. and Gourtsoyiannis, N. C. (1999).** *Sacroiliac joints: anatomical variants on CT.*, J Comput Assist Tomogr 23 : 323-327.
- [37] **Lavignolle (1982).** *An approach to the functional anatomy of the sacroiliac joints In vivo.*, Anatomica Clinica .
- [38] **Alderink, G. J. (1991).** *The sacroiliac joint: review of anatomy, mechanics, and function.*, J Orthop Sports Phys Ther 13 : 71-84.
- [39] **public domain (01/2016).** <https://de.wikipedia.org/wiki/Kreisbogen>, .
- [40] **Barth, e. a., (1989).** *Mathematische Formeln und Definitionen.* Bayerischer Schulbuch-Verlag J. Lindauer Verlag (Schaefer), .
- [41] **Lawrence, D. J. (1985).** *Chiropractic concepts of the short leg: a critical review.*, J Manipulative Physiol Ther 8 : 157-161.

- [42] **Kendall, J. C.; Bird, A. R. and Azari, M. F. (2014).** *Foot posture, leg length discrepancy and low back pain--their relationship and clinical management using foot orthoses--an overview.*, Foot (Edinb) 24 : 75-80.
- [43] **Patijn (2001).** *Low Back Pain- Reproducibility of diagnostic procedures in manual/musculoskeletal medicine*, J orth Medicine 23 : 36-42.
- [44] **Laslett, M.; Aprill, C. N. and McDonald, B. (2006).** *Provocation sacroiliac joint tests have validity in the diagnosis of sacroiliac joint pain.*, Arch Phys Med Rehabil 87 : 874; author reply 874-874; author reply 875.
- [45] **Dreyfuss, P.; Michaelsen, M.; Pauza, K.; McLarty, J. and Bogduk, N. (1996).** *The value of medical history and physical examination in diagnosing sacroiliac joint pain.*, Spine (Phila Pa 1976) 21 : 2594-2602.
- [46] **Hobbs, D. (1988).** *Inter- and intra-examiner reliability of palpation for sacroiliac joint dysfunction.*, J Manipulative Physiol Ther 11 : 336-337.
- [47] **Potter, N. A. and Rothstein, J. M. (1985).** *Intertester reliability for selected clinical tests of the sacroiliac joint.*, Phys Ther 65 : 1671-1675.
- [48] **Lewit (2007).** *Das wissenschaftliche Konzept der manuellen Medizin*, Manuelle Medizin : 309–313.
- [49] **Gross, M. T.; Burns, C. B.; Chapman, S. W.; Hudson, C. J.; Curtis, H. S.; Lehmann, J. R. and Renner, J. B. (1998).** *Reliability and validity of rigid lift and pelvic leveling device method in assessing functional leg length inequality.*, J Orthop Sports Phys Ther 27 : 285-294.
- [50] **Bryant, A.; Singer, K. and Tinley, P. (1999).** *Comparison of the reliability of plantar pressure measurements using the two-step and midgait methods of data collection.*, Foot Ankle Int 20 : 646-650.
- [51] **Lüth, K. (2013).** *Bestimmung der Beeinflussung von Gangbild und plantarer Druckverteilung nach Versteifungsoperationen des oberen Sprunggelenks - eine klinische Untersuchung*, Universität zu Lübeck.
- [52] **Schumacher, (2008).** *Methodik Klinischer Studien: Methodische Grundlagen der Planung, Durchführung und Auswertung*. Springer, .
- [53] **Günther Clauß Falk-R. Finze, L. P. (2011).** *Grundlagen der Statistik. Für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner*. Deutsch, Harri, Verlag GmbH, .
- [54] **Tullberg, T.; Blomberg, S.; Branth, B. and Johnsson, R. (1998).** *Manipulation does not alter the position of the sacroiliac joint. A roentgen stereophotogrammetric analysis.*, Spine (Phila Pa 1976) 23 : 1124-8; discussion 1129.
- [55] **Cibulka, M. T. and Koldehoff, R. (1999).** *Clinical usefulness of a cluster of sacroiliac joint tests in patients with and without low back pain.*, J Orthop Sports Phys Ther 29 : 83-9; discussion 90-2.
- [56] **Ruhe, A.; Bos, T. and Herbert, A. (2012).** *Pain originating from the sacroiliac joint is a common non-traumatic musculoskeletal complaint in elite inline-speedskaters - an observational study.*, Chiropr Man Therap 20 : 5.
- [57] **Ludwig, O., (2012) (1. Auflage).** *Ganganalyse in der Praxis - Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung*. C. Maurer Druck und Verlag, Geislingen (Steige), Germany, .

- [58] **Sabharwal, S. and Kumar, A. (2008).** *Methods for assessing leg length discrepancy.*, Clin Orthop Relat Res 466 : 2910-2922.
- [59] **Juhl, J. H.; Ippolito Cremin, T. M. and Russell, G. (2004).** *Prevalence of frontal plane pelvic postural asymmetry--part 1.*, J Am Osteopath Assoc 104 : 411-421.
- [60] **Gurney, B. (2002).** *Leg length discrepancy.*, Gait Posture 15 : 195-206.
- [61] **Derbolowsky, (1976).** *Medizinisch-orthopädische Propädeutik für manuelle Medizin und Chirotherapie.* Fischer, .
- [62] **Weiß, M. (2013).** *Persönliche Vermittlung der Untersuchungstechnik,* .
- [63] **Amelung, S. (2005).** *Die instrumentierte Ganganalyse im Rahmen eines manualmedizinisch orientierten Diagnostik- undTherapiesettings im Krankenhaus bei Patienten mit Schmerzerkrankungen des Bewegungssystems,* Manuelle Medizin : 404–413.
- [64] **Ward, J. S.; Coats, J.; Sorrels, K.; Walters, M. and Williams, T. (2013).** *Pilot study of the impact sacroiliac joint manipulation has on walking kinematics using motion analysis technology.*, J Chiropr Med 12 : 143-152.
- [65] **Ward, J.; Sorrels, K.; Coats, J.; Pourmoghaddam, A.; Deleon, C. and Daigneault, P. (2014).** *Pilot study of the impact that bilateral sacroiliac joint manipulation using a drop table technique has on gait parameters in asymptomatic individuals with a leg length inequality.*, J Can Chiropr Assoc 58 : 85-95.
- [66] **DALICHAU S./SCHEELE, K. C. J. (1998).** *Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken,* Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin : 340-346.
- [67] **Götz-Neumann, K., 2011.** *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie.* Thieme, .
- [68] **Rebello da Veiga, T.; Custódio da Silva, A.; Gomes da Silva, R. T.; Carvalho, S. L. M.; Orsini, M. and Silva, Jú. G. (2015).** *Intra-observer reliability in three-dimensional kinematic analysis of sacroiliac joint mobility.*, J Phys Ther Sci 27 : 1001-1004.
- [69] **Facey, O. E.; Hannah, I. D. and Rosen, D. (1993).** *Analysis of the reproducibility and individuality of dynamic pedobarograph images.*, J Med Eng Technol 17 : 9-15.
- [70] **Kaufman, K. R.; Miller, L. S. and Sutherland, D. H. (1996).** *Gait asymmetry in patients with limb-length inequality.*, J Pediatr Orthop 16 : 144-150.
- [71] **Rosenbaum, D. and Lorei, T. (2003).** *[Influence of density of pressure sensors on parameters of plantar foot load--a pedographic comparison of 2pressure distribution recording platforms].*, Biomedizinische Technik (Biomedical Engineering) 48 : 166-169.
- [72] **Perttunen, J. R.; Anttila, E.; Södergård, J.; Merikanto, J. and Komi, P. V. (2004).** *Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy.*, Scand J Med Sci Sports 14 : 49-56.
- [73] **Blake, R. L. and Ferguson, H. J. (1993).** *Correlation between limb length discrepancy and asymmetrical rearfoot position.*, J Am Podiatr Med Assoc 83 : 625-633.
- [74] **Bhave, A.; Paley, D. and Herzenberg, J. E. (1999).** *Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy.*, J Bone Joint Surg Am 81 : 529-534.
- [75] **Beal, M. C. (1982).** *The sacroiliac problem: review of anatomy, mechanics, and diagnosis.*, J Am Osteopath Assoc 81 : 667-679.

- [76] **Gofton, J. P. (1985).** *Persistent low back pain and leg length disparity.*, J Rheumatol 12 : 747-750.
- [77] **HAGEN, D. P. (1964).** *A CONTINUING ROENTGENOGRAPHIC STUDY OF RURAL SCHOOL CHILDREN OVER A 15-YEAR PERIOD.*, J Am Osteopath Assoc 63 : 546-557.
- [78] **Rothenberg, R. J. (1988).** *Rheumatic disease aspects of leg length inequality.*, Semin Arthritis Rheum 17 : 196-205.
- [79] **Bizzini, 2000.** *Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen.* Thieme, .
- [80] **Kidder, S. M.; Abuzzahab Jr, F.; Harris, G. F. and Johnson, J. E. (1996).** *A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait.*, IEEE Trans Rehabil Eng 4 : 25-32.
- [81] **Levinger, P.; Murley, G. S.; Barton, C. J.; Cotchett, M. P.; McSweeney, S. R. and Menz, H. B. (2010).** *A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model.*, Gait Posture 32 : 519-523.
- [82] **Wright, C. J.; Arnold, B. L.; Coffey, T. G. and Pidcoe, P. E. (2011).** *Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults.*, Gait Posture 33 : 108-112.
- [83] **Botte, R. R. (1981).** *An interpretation of the pronation syndrome and foot types of patients with low back pain.*, J Am Podiatry Assoc 71 : 243-253.
- [84] **Rothbart, B. A. and Estabrook, L. (1988).** *Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists.*, J Manipulative Physiol Ther 11 : 373-379.
- [85] **Gross, M. T. (1995).** *Lower quarter screening for skeletal malalignment--suggestions for orthotics and footwear.*, J Orthop Sports Phys Ther 21 : 389-405.
- [86] **Grieve, D. W. and Rashdi, T. (1984).** *Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography.*, Ann Rheum Dis 43 : 816-818.
- [87] **Herzog, W.; Nigg, B. M.; Read, L. J. and Olsson, E. (1989).** *Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait.*, Med Sci Sports Exerc 21 : 110-114.
- [88] **Cahalan TD King L, C. E. (1992).** *Symmetry of the vertical ground reaction force in normals.*, 1-3 : 79-82.
- [89] **Fisk, J. W. (1979).** *A controlled trial of manipulation in a selected group of patients with low back pain favouring one side.*, N Z Med J 90 : 288-291.
- [90] **Korr, I. M. (1975).** *Proprioceptors and somatic dysfunction.*, J Am Osteopath Assoc 74 : 638-650.
- [91] **Hungerford, B.; Gilleard, W. and Hodges, P. (2003).** *Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain.*, Spine (Phila Pa 1976) 28 : 1593-1600.
- [92] **van Wingerden, J. P.; Vleeming, A.; Buyruk, H. M. and Raissadat, K. (2004).** *Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis.*, Eur Spine J 13 : 199-205.
- [93] **Calvillo, O.; Skaribas, I. and Turnipseed, J. (2000).** *Anatomy and pathophysiology of the sacroiliac joint.*, Curr Rev Pain 4 : 356-361.
- [94] **Vleeming, A.; Schuenke, M. D.; Masi, A. T.; Carreiro, J. E.; Danneels, L. and Willard, F. H. (2012).** *The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical*

implications., J Anat 221 : 537-567.

[95] **Cibulka, M. T. (2013).** *Anatomy of the sacroiliac joints.*, J Anat 222 : 390.

[96] **Siegele, Jü.; Horstmann, T.; Bunc, V.; Shifta, P.; Verle, S. and Niess, A. (2010).** *[Relation between pelvis malposition and functional knee pain by long distance running].*, Sportverletz Sportschaden 24 : 144-149.

[97] **Perry, (1992).** *Gait Analysis.* Slack: New York, .

[98] **Arumugam, A.; Milosavljevic, S.; Woodley, S. and Sole, G. (2012).** *Effects of external pelvic compression on form closure, force closure, and neuromotor control of the lumbopelvic spine--a systematic review.*, Man Ther 17 : 275-284.

[99] **Pel, J. J. M.; Spoor, C. W.; Pool-Goudzwaard, A. L.; Hoek van Dijke, G. A. and Snijders, C. J. (2008).** *Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces.*, Ann Biomed Eng 36 : 415-424.

[100] **Korr, I. M. (1975).** *Some thoughts on an osteopathic curriculum.*, J Am Osteopath Assoc 74 : 685-688.

[101] **McGuff, D., (2009).** *Body by Science: A Research Based Program to Get the Results You Want in 12 Minutes a Week.* McGraw-Hill Education Ltd, .

[102] **Toigo, M., (2015).** *MuskelRevolution: Konzepte und Rezepte zum Muskel- und Kraftaufbau.* Springer Spektrum, .

[103] **Horton, S. J. and Franz, A. (2007).** *Mechanical Diagnosis and Therapy approach to assessment and treatment of derangement of the sacro-iliac joint.*, Man Ther 12 : 126-132.

[104] **McKenzie and May, (2000).** *The human extremities, mechanical diagnosis and therapy.* Waikanae: Spinal Publications, .

[105] **McKenzie and May, (2003).** *Mechanical diagnosis and therapy: the lumbar spine.* Waikanae:Waikanae: Spinal Publications, .

Eidesstattliche Versicherung

Wagner, Sebastian Igor geb. 15.07.1971

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema „Einfluss der Lumbopelvinen Bewegungsstörung auf das baropedographische Image“ selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ort, Datum

Eidesstattliche Versicherung

Sebastian Wagner