

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

Effekte einer instabilen Sohlenkonstruktion auf das
Aktivierungsverhalten der gangrelevanten Muskulatur

Verfasser

Daniel Calin & Jakob Wasserbauer

angestrebter akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 02.02.2018

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang:

PT 15

Betreuer:

FH-Prof. Dr. Brian Horsak

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....
Datum

.....
Unterschrift (Calin)

.....
Datum

.....
Unterschrift (Wasserbauer)

I. Abstract:

Effects of an unstable shoe on activation pattern of gait relevant muscles.

Introduction: To prevent from sensorimotor deficits or lack of muscle coordination often sensorimotor training is applied. Beside common training methods using e. g. balance boards a new concept has been developed over the past few years. The idea is to build a shoe for sensorimotor training that can be used in everyday life. Different models already have been launched. The model X10D was built to facilitate erection and help focussing on gait. The aim of this study was to find out how the X10D effects activation of gait relevant muscles by using EMG.

Methods: 16 healthy subjects aging 19 to 28 years participated at this study which is a controlled laboratory motion analysis study. Analysis of activation was conducted for the following muscles: M. gluteus medius, M. gluteus maximus, M. tensor fasciae latae, M. obliquus externus abdominis, M. obliquus internus abdominis, M. multifidus, M. iliocostalis und M. longissimus. Therefore a comparison was drawn between walking in X10D, in normal shoes and barefoot.

Results: During Stance, the M. gluteus maximus (X10D:NS $p = 0,013$) and the M. obliquus externus abdominis (NS:BF $p = 0,006$) could show significant results. The M. gluteus medius nearly showed significant Results ($p = 0,052$). During the swinging phase oft walking M. gluteus medius and M. tensor fasciae latae showed significant improvement of muscleactivity during Barefoot walking. The gait-parameters velocity, cadence and stride length also showed significant Results at Barefoot walking.

Conclusion: The results show a correlation between hip muscle activity and foot positioning as well as an improved perception and stabilization of the lower extremity when walking in X10D. The unstable shoe can be recommended as a useful training method in addition to common sensorimotor training. To explore the beneficial effects of the X10D more in detail further research needs to be done.

Key words: unstable shoe, EMG, sensorimotor

I. Abstract:

Effekte einer instabilen Sohlenkonstruktion auf das Aktivierungsverhalten der gangrelevanten Muskulatur.

Einleitung: Um sensomotorischen Defiziten sowie mangelhafter Muskularbeit entgegenzuwirken wird oftmals sensomotorisches Training angewendet. Neben den klassischen Trainingsmethoden mit Balanceboards und Hindernisparcours hat sich in den letzten Jahren noch ein neues Konzept entwickelt. Es geht um instabile Schuhkonstruktionen, die als alltägliches Trainingsgerät verwendet werden sollen. Unterschiedlichste Modelle wurden bereits konzipiert. Eines dieser Modelle ist der X10D. Laut Hersteller soll er zur Aufrichtung des Körpers beitragen sowie den aktiven Gang fördern. Ziel dieser Studie war es mittels EMG herauszufinden ob und inwiefern der X10D zur Aktivierung gangrelevanter Muskeln beiträgt.

Methoden: 16 gesunde Probandinnen im Alter von 19 bis 28 wurden für die vorliegende Studie rekrutiert. Diese Studie wurde als kontrollierte bewegungsanalytische Laboruntersuchung durchgeführt. Folgende Muskeln wurden dabei analysiert: M. gluteus medius, M. gluteus maximus, M. tensor fasciae latae, M. obliquus externus abdominis, M. obliquus internus abdominis, M. multifidus, M. iliocostalis und M. longissimus. Verglichen wurde die Aktivität dieser Muskeln beim Gehen mit dem X10D, einem normalen Schuh sowie barfuß.

Ergebnisse: In der Standphase konnten beim M. gluteus maximus (X10D:NS $p = 0,013$) sowie beim M. obliquus externus abdominis (NS:BF $p = 0,006$) signifikante Ergebnisse erzielt werden. Der M. gluteus medius war nur knapp nicht signifikant ($p = 0,052$). In der Schwungphase konnten M. gluteus medius und M. tensor fasciae latae auf eine signifikante Steigerung der Muskelaktivität beim Barfuß Gehen deuten. Die Gangparameter Geschwindigkeit, Kadenz und Schrittlänge konnten ebenfalls ein signifikantes Ergebnis beim Barfuß Gehen aufzeigen.

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass es einen direkten Bezug zwischen Hüftmuskelaktivität und der Aufrichtung des Fußgewölbes gibt und dass der X10D die Wahrnehmung und dadurch auch die Beinachsenkontrolle fördern kann. Er kann das klassische Sensomotoriktraining nicht ersetzen, sehr wohl aber ergänzen. Um den X10D als Trainingsgerät noch besser nutzen zu können und die Zusammenhänge noch besser zu verstehen sind allerdings weitere Studien notwendig.

Key words: instabile Schuhkonstruktion, EMG, Sensomotorik

II. Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung (DC)	1
1.1	Der physiologische Gang (DC)	3
1.1.1	Gangzyklus & Gangphasen (DC)	4
1.1.2	Muskelaktivitäten während eines Gangzyklus (DC)	5
1.2	Sensomotorisches Training (DC)	7
1.3	Instabile Sohlenkonstruktionen (DC)	9
1.4	Der X10D – Eine neue Sohlenkonstruktion (JW)	13
1.5	Grundlagen der Elektromyographie (JW)	14
1.5.1	Die Muskelkontraktion	15
1.5.2	Auswertung des EMG-Signals	17
1.5.3	Normierung	18
1.6	Fragestellung und Hypothesen (DC&JW)	19
2	Methodik (JW)	20
2.1	Studiendesign/Studienablauf	20
2.2	ProbandInnenrekrutierung	20
2.3	Messinstrumente	21
2.4	Ablauf der Messungen	22
2.5	Datenaufbereitung	28
2.6	Statistik	31
3	Ergebnisse: (JW)	34
3.1	Ergebnisse der Muskelaktivität während der Standphase:	34
3.2	Ergebnisse der Muskelaktivität während der Schwungphase:	35
3.3	Ergebnisse der Gangparameter:	35
4	Diskussion (DC)	38
4.1	Interpretation (DC)	38
4.2	Limitationen (DC)	48

4.3	Klinische Relevanz (JW).....	50
5	Zusammenfassung und Ausblick (JW)	52
5.1	Ausblick	52
5.2	Zusammenfassung	53
6	Literaturverzeichnis	55

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ein Gangzyklus mit seinen einzelnen Phasen (FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics: Gehen S. 6).....	5
Abbildung 2: Muskelaktivitäten während eines Gangzyklus (Deckers & Beckers S. 58)....	7
Abbildung 3: Die vier Sohlenelemente: 1: Außensohle, 2: Führendes Stabilitätselement, 3: Mittelsohle, 4: Propriozeptives Führungselement (Die Geschichte des X10D - Gut gelaufen, Swager van Dok, S. 2, http://www.x10d.me).....	14
Abbildung 4: eine motorische Einheit (Konrad S.6)	16
Abbildung 5: Schematische Darstellung des Depolarisations-/ Repolarisationszyklus (Konrad S. 6)	16
Abbildung 6: Ein EMG Roh-Signal (oben) und die gleichgerichtete Version (unten) (Konrad S. 26)	18
Abbildung 7: Die aufgeklebten Elektroden von vorne, hinten und von der Seite.....	24
Abbildung 8: EMG-Standardamplitudenparameter (Konrad S. 39).....	28
Abbildung 9: Druckabdrücke und COP Diagramm aus dem Bilateral Gait Report.....	29
Abbildung 10: Durchschnittliche Kraftkurve der gesamten Schritte auf der Gangmessplatte mit zugehöriger Standardabweichung.....	30
Abbildung 11: Die durchschnittliche Muskelaktivität aller gemessenen Muskeln mit zugehöriger Standardabweichung.....	31

IV.

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: P-Werte der paarweisen Vergleiche von Kadenz, Geschwindigkeit und Schrittlänge.....	36
Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen von den Gmed, TFL & MF	48

V. Abkürzungsverzeichnis

EMG	Elektromyographie
BMVIT	Bundesministerium für Verkehr und Infrastruktur
X10D	„extend“; X10D-Schuh
NS	Normalschuh
BF	Barfuß
Mw	Mittelwert
IC	initial contact
LR	loading response
MST	mid stance
TST	terminal stance
PS	pre-swing
IS	initial swing
MS	mid swing
TS	terminal swing
M.	Muculus
Mm.	Musculi
MBT	Masai Barefoot Technology
Km/h	Kilometer pro Stunde
α	Alpha
mV	Millivolt
MVC	Maximum Voluntary Contraction (= Maximalkontraktion)
Hz	Hertz
mm	Millimeter
cm	Zentimeter

ms	Millisekunde
ANOVA	Varianzanalyse (Analysis of Variances)
Gmax	M. gluteus maximus
Gmed	M. gluteus medius
TFL	M. tensor fasciae latae
OE	M. obliquus externus
OI	M. obliquus internus
MF	M. multifidus
LO	M. longissimus
IC	M. iliocostalis

Vorwort

Hiermit möchten wir die Gelegenheit nutzen uns bei all jenen zu bedanken, die bei der Durchführung dieser Bachelor-Arbeit mitgeholfen haben.

Der Dank gilt in erster Linie unserem Betreuer FH-Prof. Dr. Brian Horsak, der uns immer mit Rat und Tat zur Seite stand und dessen Unterstützung sowie Expertise die Umsetzung dieser Bachelorarbeit erst möglich machte. Wir sagen DANKE für die Zeit, Geduld und das an den Tag gelegte Engagement.

Des Weiteren gilt unser Dank der Fachhochschule sowie dem Business- und Innovationszentrum St. Pölten, die die nötigen Ressourcen wie Ganglabor und Messinstrumente zur Verfügung stellte.

Wir möchten uns auch bei unseren Familien, Freunden sowie Studienkollegen bedanken, die uns fachlichen Input sowie sonstige Hilfestellung zukommen ließen.

Abschließend wollen wir uns nochmals ausdrücklich bei allen teilnehmenden ProbandInnen bedanken. Ohne sie wäre diese Arbeit nicht durchführbar gewesen, darum danken wir für die Zeit, Bereitschaft und Geduld.

1 Einleitung

„Wie geht es dir“? Eine in unserem Alltag sehr gebräuchliche Fragestellung verdeutlicht, welchen Stellenwert das Gehen für uns Menschen innehat (Beckers & Deckers, 1997, S. 1). Das Gehen ermöglicht Mobilität. Dadurch können wir kurze Wegstrecken zur Schule, zum Arbeitsplatz oder zum nächsten Transportmittel zurücklegen. Einen Beleg dafür findet man in einer Publikation des Bundesministeriums für Verkehr und Infrastruktur (BMVIT), die angibt, dass das Gehen zu Fuß die am häufigsten gewählte Methode zur Fortbewegung in Österreich ist. Im Rahmen der Befragung durch Statistik Austria¹ gaben 80 % der TeilnehmerInnen an, mindestens einmal pro Woche zu Fuß ihre Wegstrecke zurückzulegen. Das BMVIT führt weiters auch eine Wiener Umfrage an bei der die Gründe für das zu Fuß Gehen evaluiert wurden. Die am häufigsten genannten Gründe waren: gesund, angenehme Fortbewegungsart und umweltfreundlich. Auch Schott (2010, S. 69, 72, 87) bezeichnet den zweibeinigen Gang als die wichtigste Form der Fortbewegung eines Menschen. Es erfordert jedoch Koordination vieler Muskeln und Gelenke, sowie dynamische Kontrolle des labilen Gleichgewichts bei der ständigen Körpergewichtsverlagerung von einem Bein auf das andere. Unterschiedliche Sinneseindrücke müssen verarbeitet werden um somit das Gangmuster laufend an die Gegebenheiten anpassen zu können. Allerdings müssen diese Fertigkeiten erst erworben werden. Bereits Monate vor der Geburt können koordinierte synchrone und alternierende Bewegungsmuster der Extremitäten beobachtet werden. Nach der Geburt manifestiert sich der Schreitreflex und Schritt für Schritt erfolgt die graduelle Ausformung des Gangmusters bis hin zum siebten Lebensjahr, wo in der Regel das kindliche Gangmuster in etwa dem Muster Erwachsener ähnelt. In dieser Zeit aber auch danach kann es zu Pathologien kommen, die das Gangbild beeinträchtigen und unphysiologisch aussehen lassen können, beispielsweise das Duchenne-Hinken oder das Trendelenburg-Zeichen (Schünke, Schulte & Schumacher, 2014, S. 503, 542). Nicht selten liegt der Ursprung solcher Pathologien in einer mangelhaften Muskelarbeit und sensomotorischen Defiziten. Ein bisher erfolgreich eingesetztes Mittel um dem entgegenzuwirken ist das sensomotorische Training. Dazu zählen zum Beispiel das Stehen auf dem Kreisel genauso wie Hindernisparcours (Bertram & Laube, 2008, S. 74). Im Laufe der letzten Jahre entwickelte sich allerdings ein neues Konzept in der Behandlung und Prävention, nämlich das Prinzip der instabilen Schuhsohlen (Landry, Nigg & Tecante, 2010; (Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006). Seither haben sich einige Hersteller mit der Thematik auseinandergesetzt und Modelle konzipiert. Eines dieser Modelle ist

¹ https://www.bmvit.gv.at/service/publikationen/verkehr/fuss_radverkehr/downloads/fiz.pdf S. 13,14 am 07.07.2017

der X10D (gesprochen: „extend“), welcher das aktive Gehen und Aufrichten des gesamten Körpers verstärken soll und somit zu einem gesünderen Gangbild führt. In einer Studie konnten schon nach achtwöchiger Tragezeit des X10D Verbesserungen in der Druckverteilung der Fußsohle nachgewiesen werden (Swager van Dok, Baur Cabri & Hirschmüller, 2015) und eine weitere Studie konnte nach fünfwöchiger Tragezeit des X10D eine Veränderung der Aktivität gangrelevanter Muskeln der unteren Extremität aufzeigen (Illetschko & Knauder, 2017). Um die weitere Aufrichtung des gesamten Körpers mit Hilfe des X10D zu erforschen, wird sich diese Studie speziell mit der Muskelaktivität der Rumpfmuskulatur und den Hüftabduktoren beschäftigen. Daher werden nachfolgend der physiologische Gang des Menschen sowie die Grundlagen der Elektromyographie (EMG) und der Sensomotorik näher erläutert sowie instabile Schuhkonstruktionen und insbesondere der X10D näher vorgestellt um somit den theoretischen Rahmen als Vorbereitung für die praktische Durchführung der vorliegenden Bachelorarbeit zu definieren.

1.1 Der physiologische Gang

Gehen ist ein Komplex aus verschiedenen Bewegungen unterschiedlicher Körperabschnitte. Es spielen sehr viele Faktoren eine Rolle. Da das Gehen als gesamtkörperliche Antwort auf Umgebung gesehen wird, hat sich auch das Gangbild verändert bzw. tut es dies heute noch. Auch beim Gangbild gilt der Grundsatz der Individualität. Unterschiede zwischen den einzelnen Gangbildern können vielfältige Ursachen haben. Einerseits hängt dieser komplexe Bewegungsablauf von Alter und Geschlecht sowie Körperbau, Körpergröße und Gewicht ab. Psychische Verfassung spielt ebenfalls eine Rolle. Andererseits kann es auch nicht personenbezogene Faktoren wie zum Beispiel Bodenbeschaffenheit geben (Götz-Neumann, 2011, S. 7, 8). Diese Variabilität bewirkt, dass die physiologische Norm nicht so eng bemessen werden kann. Deutliche Abweichungen der Norm werden jedoch als pathologisch angesehen. Wie Beckers & Deckers (1997, S. 17, 38–40) unterstreichen, führen spezielle Erkrankungen meistens zu typischen Krankheits- und somit Gangbildern. Im Allgemeinen kann gesagt werden, dass das physiologische Gehen ein Zusammenspiel von rhythmischen und alternierenden Bewegungen von Rumpf und Extremitäten ist. Im Gegensatz zum Laufen ist das Gehen durch zyklischen Wechsel von monopodaler und bipedaler Phase gekennzeichnet. Das bedeutet, es gibt sowohl Phasen, bei denen beide Beine Bodenkontakt haben, wie auch Phasen mit nur einem Bein am Boden. Gehen will jedoch erlernt sein. Die Vorstufe zum Gehen ist das Krabbeln. Danach kommt es zur Aufrichtung und Kleinkinder beginnen mit den ersten Gehversuchen. Dabei ist die Unterstützungsfläche bedingt durch den breitbeinigen Gang groß. Die Ent-

wicklung hin zum ausgereiften Gangbild eines Erwachsenen ist erst mit Ende der Wachstumsphase abgeschlossen. Mit dem Fortschreiten des Alters beginnen körperliche Abbauprozesse den Gang langsam zu verändern. Dies äußert sich beispielsweise durch verringerte Schrittlänge und –frequenz, vermindertes Gleichgewicht und langsames Gehtempo.

1.1.1 Gangzyklus & Gangphasen

Ein Gangzyklus beginnt mit dem Fersenkontakt eines Fußes und endet mit dem erneuten Fersenkontakt desselben Fußes. Dazwischen liegen acht Gangphasen. Diese werden einerseits der Standphase und andererseits der Schwungphase zugeordnet (siehe Abb. 1, Götz-Neumann, 2011, S. 9, 10). Beckers & Deckers (1997, S. 19) beziffert den Anteil der Standbeinphase auf 60 Prozent und den der Schwungbeinphase auf 40 Prozent von einem Gangzyklus. Die Standphase, also die Zeit, in der der Fuß Bodenkontakt hat, beginnt mit dem Fersenkontakt. Die Schwungphase, also die Zeit, in der der Fuß in der Luft ist, beginnt mit dem Abheben des Fußes vom Boden (Kramers-de Quervain, Stüssi & Stacoff, 2008). Vereinfacht gesagt, muss ein physiologisches Gangbild drei funktionelle Aufgaben erfüllen, nämlich Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Vorwärtsbewegung des Schwungbeins. Die Gewichtsübernahme passiert in den ersten beiden Phasen: Initial contact (IC) und Loading response (LR). Der Einbeinstand geschieht in Mid stance (MST), Terminal Stance (TST) und Pre-swing (PS) und das Vorbringen des Schwungbeins wird in den letzten drei Phasen ausgeführt, nämlich: Initial (IS), Mid (MS) und Terminal Swing (TS). Im Detail bedeutet dies Folgendes: In Phase eins IC wird das Bein so positioniert, dass die Standphase mit dem sogenannten Fersenrocker, also einem Fersenkipphebel, beginnen kann und beschreibt ausschließlich den Moment des Fersenkontakts. In Phase zwei LR kommt es zur Gewichtsübernahme mit Stoßdämpfung. Phase drei MST ist gekennzeichnet durch die Vorwärtsbewegung über den feststehenden Fuß. Phase vier TST setzt an Phase drei an und transportiert den Körper über den unterstützenden Fuß hinaus. Phase fünf PS bereitet das Referenzbein auf den Initial swing vor. In der sechsten Phase IS löst sich der Fuß vom Boden und das Referenzbein wird nach vorne gebracht. Phase sieben MS setzt das Vorschwingen mit genügend Abstand zum Boden fort. Abgeschlossen wird dieser Vorgang in Phase acht TS. Zusätzlich wird das Referenzbein auf den Stand vorbereitet (Götz-Neumann, 2011, S. 10–13).

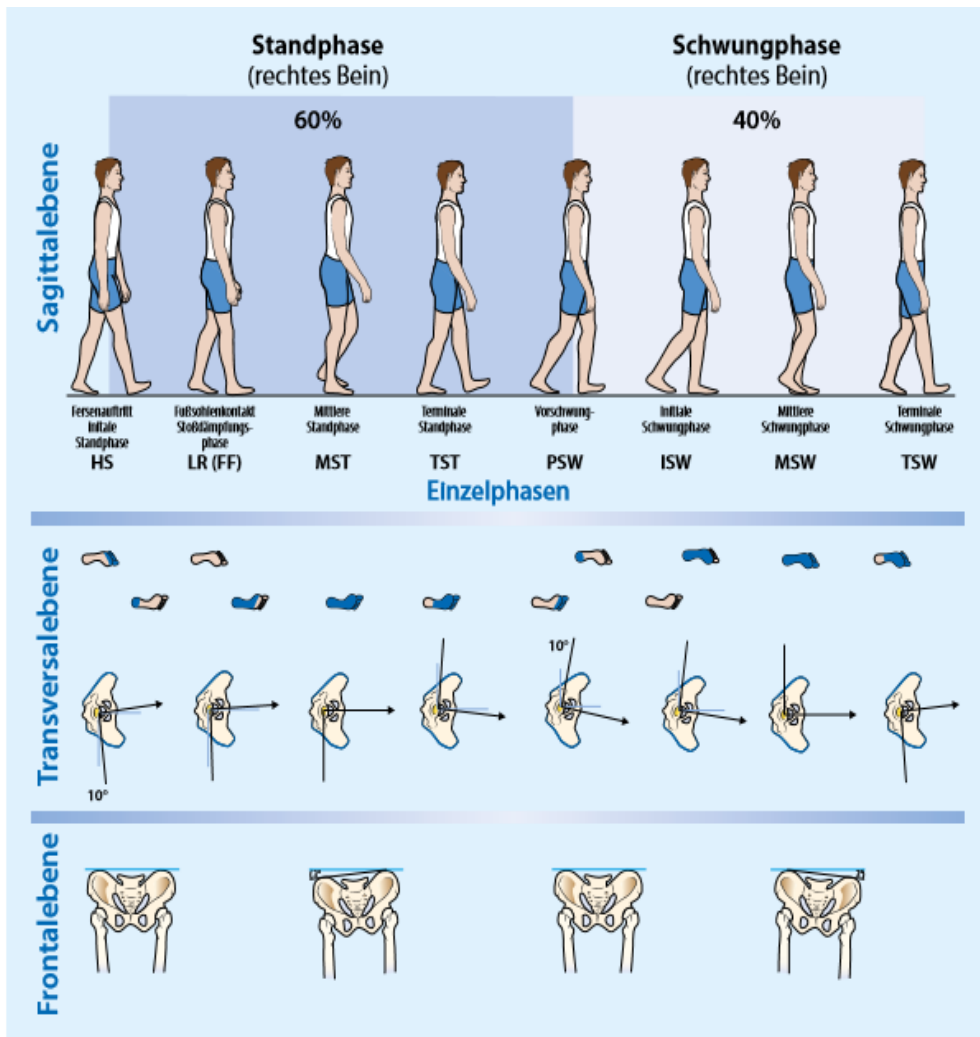


Abbildung 1: Ein Gangzyklus mit seinen einzelnen Phasen (FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics: Gehen S. 6)

1.1.2 Muskelaktivitäten während eines Gangzyklus

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich hauptsächlich mit ausgewählten Rumpfmuskeln sowie Hüftabduktoren, daher wird in weiterer Folge auf ebendiese näher eingegangen (siehe auch Abb. 2). Der M. erector spinae verläuft mit seinen Anteilen paravertebral. Die Funktionen der Mm. iliocostalis, longissimus und multifidus sind eine Dorsalextension bei beidseitiger Kontraktion sowie eine Lateralflexion zu ipsilateralen Seite bei einseitiger Kontraktion. Zusätzlich bewirkt der M. multifidus bei einseitiger Kontraktion eine Rotation zur kontralateralen Seite. Die Mm. obliquus externus und internus abdominis bewirken bei beidseitiger Kontraktion eine Ventralexension des Rumpfes und eine Aufrichtung des Beckens. Bei einseitiger Kontraktion bewirken beide eine Lateralflexion des Rumpfes zur ipsilateralen Seite und zusätzlich der externus eine Rotation zur kontralateralen Seite jedoch der internus eine Rotation zur ipsilateralen (Schünke u. a., 2014, S. 148, 150, 154).

Laut Beckers & Deckers (1997, S. 57) wird die Rumpfmuskulatur oft zu wenig beachtet. Sie spielt allerdings eine wichtige Rolle beim Gehen (Lee, Chang, Choi, Ryu & Kim, 2017). Besonders die Rückenstrecker, der M. quadratus lumborum sowie die gerade und schräge Bauchmuskulatur stabilisieren den Rumpf und das Becken. In der Standphase ist die kontralateral liegende Rumpfmuskulatur aktiv indem sie das Becken stabilisiert und die Schwungphase ermöglicht. In Pre-swing ist laut Götz-Neumann (2011, S. 87) der ipsilaterale M. erector spinae aktiv während das kontralaterale Bein belastet wird. Der M. gluteus maximus kontrolliert die Hüftposition bei Gewichtsübernahme. Er kann die Hüfte extendieren und nach außen rotieren sowie mit kranialen Fasern abduzieren und mit kaudalen Fasern adduzieren. Die Abduktoren Mm. gluteus medius und minimus werden hauptsächlich in der Standphase aktiv und verhindern in dieser Phase, dass das Becken auf der kontralateralen Seite nach kaudal absinkt. Beide Muskeln sind unter anderem dafür verantwortlich, dass das Becken in der Frontalebene stabilisiert wird und eine Abduktion im Hüftgelenk geschehen kann (Schünke u. a., 2014, S. 484). Dadurch wird die Schwungbeinphase auf der kontralateralen Seite ermöglicht. Suppé, Bongartz & Gödl-Purrer (2013, S. 78–80) heben hervor, dass der M. tensor fasciae latae zu Beginn der Standbeinphase gegen das Adduktionsdrehmoment arbeitet und den medialen Kniekollaps verhindert. Außerdem limitiert er in der Hüfte die passive Extension und übernimmt als erster Muskel des Abduktorenfächers noch vor den Gluteen das Absinken des Beckens. Dies entspricht seinen Funktionen: Abduktion, Flexion und Innenrotation in der Hüfte (Schünke u. a., 2014, S. 484).

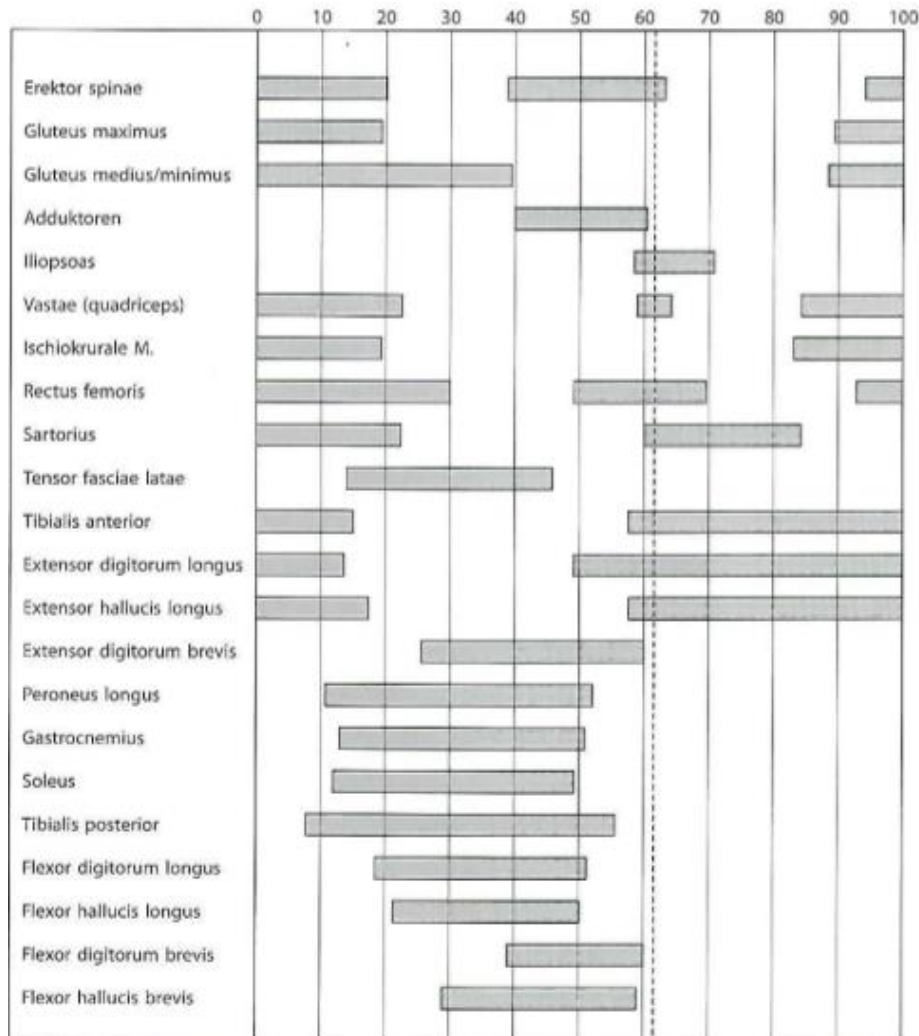


Abbildung 2: Muskelaktivitäten während eines Gangzyklus (Deckers & Beckers S. 58)

1.2 Sensomotorisches Training

Grundsätzlich besteht das sensomotorische System aus verschiedenen anatomischen Strukturen, die zusammen einen Kreislauf bilden. Dazu zählen Sensoren, wie zum Beispiel Propriozeptoren und andere Sinnesorgane, die Reize aus der Umwelt wahrnehmen. Diese Reize werden dann über die afferenten also aufsteigenden Bahnsysteme zum Hirn geleitet. Dort werden sie verarbeitet und über efferente, absteigende Bahnen als motorische Antwort zu den Effektoren, den Muskeln, gesendet. Diese setzen die Anweisung durch adäquate Muskelkontraktion um. Für die Übersetzung in Reafferenzen sind dann die Rezeptoren verantwortlich. Die Basis sensomotorischer Leistungen ist Koordination. Ist diese Voraussetzung gegeben, können konditionelle Fähigkeiten wie Kraft und Ausdauer erbracht werden. Koordination wird beschrieben als zielgerichtete und ergebnisbezogene Abstimmung und Zusammenwirken von Einzelaktivitäten für ein angestrebtes

Gesamtergebnis (Bertram & Laube, 2008, S. 7, 8). Koordinative Fähigkeiten können nicht als angeboren gesehen werden, sondern müssen erlernt werden und bilden sich im Alltag durch vermehrte Beanspruchung aus. Piagets Stufenkonzept unterstreicht dies, indem die sensomotorische Entwicklung in Stadien eingeteilt wird. Die sechs Stadien verteilen sich von der Geburt bis zum 24. Monat und zeigen einen Prozess von Reflexmustern bei Neugeborenen über vermehrtes aktives Wahrnehmen von Objekten bis hin zu koordinierten Positions- und Lageveränderungen (Schott, 2010, S. 21). Also können durch gezieltes Training vorhandene Fähigkeiten verbessert werden, wobei auch Genetik eine Rolle spielt. Fähigkeiten werden also durch gezieltes Training zu Fertigkeiten. Während also sensomotorische Fähigkeiten grundlegende Funktionen sind, stellen sensomotorische Fertigkeiten konkrete Bewegungshandlungen dar und sind das Ergebnis von Lernprozessen (Bertram & Laube, 2008, S. 16, 17). Koordinative Fähigkeiten werden in unterschiedliche Arten gegliedert, beispielsweise die Gleichgewichtsfähigkeit. Diese ist essentiell für alle statischen und dynamischen Reaktionen sowie Haltungskontrolle und somit auch ganz wichtig beim Gehen. Die Informationen für den Gleichgewichtssinn kommen aus dem vestibulären System, sowie der Propriozeption und dem Sehen. Wie wichtig diese Fähigkeit ist, zeigt sich, wenn sie mit dem Alter abnimmt. Das zentrale Nervensystem kann dadurch die Informationsströme immer weniger ordnen, was zu Schwindelgefühlen sowie Instabilitäten führen kann. Gleichgewicht steht wiederum in direktem Zusammenhang mit Haltungskontrolle, die nicht nur beim Gehen enorm wichtig ist (Schott, 2010, S. 30, 31, 55). Weiters gibt es die kinästhetische Differenzierungsfähigkeit. Diese sorgt dafür, dass Bewegungssequenzen harmonisch aufeinander abgestimmt und zu einem möglichst ökonomischen Bewegungsablauf zusammengesetzt werden. Beim Gehen bedeutet dies eine genaue Abstimmung von Muskelkontraktionen und Bewegungen in den einzelnen Körperabschnitten, zum Teil auch parallel, um ein möglichst ökonomisches Gangbild zu erreichen. Wie wichtig diese Fähigkeit für das Gehen ist, unterstreichen auch Qaiser, Chisholm & Lam (2016) und Ghai, Driller & Ghai (2017). Räumliche Orientierungsfähigkeit beschreibt die Wahrnehmung des Gesamtkörpers und seiner Bewegung in Bezug zu seiner Umwelt, beispielsweise beim Gehen in einer Menschenmenge. Bei der Reaktionsfähigkeit geht es darum, auf Reize verschiedenster Art adäquat reagieren zu können. Als Beispiel kann hier das Losgehen bei einer Ampel, die gerade auf Grün umschaltet, genannt werden. Die Umstellungsfähigkeit wird beim Gehen ständig benötigt. Bei jedem Schritt muss man antizipieren und zum Beispiel bei wechselnden Untergründen Schrittlänge, Geschwindigkeit usw. anpassen. Typisch für das Gehen ist auch die Rhythmisierungsfähigkeit, die ein Gangbild flüssig aussehen lässt. Auch die Kopplungsfähigkeit wird

beim Gehen benötigt, um Teilbewegungen räumlich und zeitlich abzustimmen. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass schon beim Spazieren zum Beispiel auf einer stark besuchten Einkaufsstraße mit Ampeln alle Fähigkeiten abgerufen werden, um erfolgreich an sein Ziel zu kommen (Bertram & Laube, 2008, S. 20–24). Im Rahmen des sensomotorischen Trainings können Fähigkeiten verbessert und Fertigkeiten antrainiert werden. Dabei werden spezifische Bewegungsprogramme durchlaufen mit dem Ziel, afferente Informationen abzuspeichern. Aufgrund des positiven Effekts findet diese Trainingsform immer größeres Einsatzgebiet, wie zum Beispiel in der Prävention und Rehabilitation bei Verletzungen der unteren Extremität, sowie zur Leistungssteigerung und Sturzprophylaxe bei älteren Personen. Es gibt verschiedenste Trainingsformen, zum Beispiel Gleichgewichtstraining am Balance Board oder Training mit geschlossenen Augen. Zusätzlich zu diesen klassischen Trainingsformen gibt es auch eine modernere. Diese wird im Anschluss näher betrachtet (Korsten, Mornieux, Walter & Gollhofer, 2008).

1.3 Instabile Sohlenkonstruktionen

Schuhe erfüllen im Allgemeinen viele Funktionen. Zum einen können sie als Modeartikel gesehen werden, zum anderen wiederum beinhalten sie eine funktionelle Komponente. Abhängig von der gewünschten bzw. benötigten Funktion unterscheiden sich die vielen Schuhvariationen in ihrer Ausführung. Sportschuhe zum Beispiel sind so konzipiert, dass sie dem Träger bestmöglichen Halt geben und Sportverletzungen vorbeugen. Doch eines haben alle Schuhe gemein: sie sollen bei richtigem Einsatz dem Fuß Schutz vor den Umwelteinflüssen bieten (M.-K. Kim, Kim, & Yoo, 2015). In den letzten Jahren hat sich allerdings ein weiterer Zielaspekt in der Konstruktion von Schuhen aufgetan. Es werden vermehrt Schuhe mit instabilen Sohlen entwickelt, um ein Training von gangrelevanter Muskulatur zu fördern. Hintergrund dieser Idee ist die Befürchtung, dass der Gebrauch von gewöhnlichen Schuhen einen übermäßigen Schutz und somit eine verminderte Beanspruchung von Fuß- und Beinmuskulatur mit sich bringt und in weiterer Folge eine Schwäche ebendieser Muskel nach sich zieht. Das wiederum kann das Verletzungsrisiko der unteren Extremität sowie des Rumpfes erhöhen. Bislang wurde versucht, mit sensomotorischem Training entgegenzuwirken. Hierfür wurden beispielsweise Balance Boards und andere instabile Hilfsmittel verwendet. Man hat allerdings herausgefunden, dass das Tragen von instabilen Schuhkonstruktionen einen ähnlichen Effekt in Bezug auf die muskuläre Ansteuerung erzielt wie das klassische zuvor erwähnte sensomotorische Training (Landry u. a., 2010). Es wurden unterschiedlichste Schuhmodelle mit verschiedenen An-

sätzen entwickelt. Zum Beispiel wurde der MBT (Masai Barefoot Technology) mit seiner weichen und abgerundeten Sohle konzipiert, um auf physiologischer Art und Weise Muskeln des Rumpfes sowie des Beins zu trainieren. Die Idee sowie die Namensgebung sind angelehnt an den ostafrikanischen Stamm der Masai, bei denen kaum Rücken- bzw Gelenksbeschwerden bekannt sind. Die Theorie dahinter ist, dass die physiologischste sowie schonendste Form des Gehens barfuß auf weichem Untergrund ist. Diese Konditionen sollen mit dem MBT geschaffen werden (Romkes, 2008). Des Weiteren gibt es auch das Prinzip der sogenannten „Toning Shoes“. Der Sportartikelhersteller Reebok brachte mit dem „Easy Tone“ ein solches Modell auf den Markt. Dessen Sohle ist so konstruiert, dass jeweils unter dem Vorfuß sowie unter der Ferse ein „Balance Pod“, also eine prominente Vorwölbung, vorhanden ist. Mit Hilfe dieser Sohle wollten die Hersteller für Instabilität beim Gehen und Stehen sorgen. Dadurch wäre der Träger gezwungen, ständig seine Balance neu zu adaptieren und diese zu halten. Dieser Vorgang sollte in weiterer Folge zu einer erhöhten Aktivität der Muskulatur in der unteren Extremität führen (Horsak & Baca, 2013). Auch Biodyn Human Footwear Technology beschäftigte sich mit instabilen Schuhkonstruktionen und entwickelten die Biodyn Sandale. Diese entspricht in der Form zwar einer herkömmlichen Sandale, verfügt allerdings über eine besondere in die Sohle integrierte Technologie. Im hinteren Teil der Sohle befindet sich ein weiches Schaummaterial, im mittleren Teil befindet sich ein frei bewegliches Abrollelement. Aufgrund des Wirkprinzips und der dreidimensionalen Bewegung des Fußes, die dadurch ermöglicht wird, soll der Fuß beim Gehen physiologisch abrollen und Muskulatur gekräftigt werden (Granacher u. a., 2011). Des Weiteren sind noch das „Feet You Wear“ - Konzept von Adidas sowie das Nike „Free“-Konzept erwähnenswert. Adidas verfolgt die Idee, die Schuhform so weit wie möglich der Fußform anzupassen, also vorne weit und hinten schmal. Dies soll zu einer verminderten Pronation und Eversion des Fußes führen. Nike möchte mit dem „Free“-Konzept einen möglichst flachen Bodenkontakt bewirken. Dieser Effekt soll durch eine weiche, aber flache Sohle sowie einem sehr beweglichen vorderen Sohlenteil erzielt werden. Das wiederum soll die Druckbelastung besser verteilen und zu vermehrter Aktivität der Fußmuskeln führen. Beide Hersteller versuchen mit Hilfe ihrer Konzepte, Verletzungen vorzubeugen (Nigg, 2009).

Die genannten Konzepte wurden bereits im Rahmen von vorangegangenen Studien auf ihren Effekt, vor allem in Bezug auf die Muskelaktivität, geprüft. Die Ergebnisse waren zum Teil unterschiedlich. Nigg u. a. (2006) überprüften im Rahmen ihrer Studie die Muskelaktivität des M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis, M. biceps femoris, M. quadriceps vastus medialis sowie des M. gluteus medius mittels EMG-Messung. Sie un-

tersuchten einerseits die Aktivität im Stehen und andererseits im Gehen beim Tragen von MBT-Schuhen und verglichen diese mit einem Kontrollschuh. Die ProbandInnen durchliefen drei Standphasen à 10 Sekunden, sowie zehn Gangzyklen mit einer Gehgeschwindigkeit von $5 \text{ km/h} \pm 0,5 \text{ km/h}$. Verglichen mit dem Kontrollschuh zeigten die Ergebnisse beim Stehen bei allen 5 Muskeln einen durchschnittlich erhöhten Wert beim EMG-Signal, allerdings nur beim M. tibialis anterior mit statistischer Signifikanz. Beim Gehen zeigten sich zwar Tendenzen, jedoch konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden. Zum gleichen Ergebnis kamen auch Stöggli, Haudum, Birklbauer, Murrer & Müller (2010), die keinen signifikanten Unterschied fanden zwischen MBT-Schuhen und den Kontrollschuhen in Bezug auf Muskelaktivität, weder kurzfristig noch langfristig nach einer Trainingsperiode von 10 Wochen. Allerdings wird der MBT-Schuh als Trainingsmöglichkeit für den Alltag gesehen, um der Eintönigkeit beim Stehen und Gehen entgegenzuwirken. Auch im Sport kann diese gesteigerte Variabilität genutzt werden. Eine andere Studie von Sousa, Macedo, Santos & Tavares (2013) verglich die Muskelaktivität im Stehen mit MBT-Schuhen zu barfuß stehen. Dabei fand man bei den MBT-Schuhen auch eine erhöhte Aktivität im M. gastrocnemius medialis. Eine ähnliche Studie analysierte im Stand die Aktivität folgender Muskeln: M. flexor digitorum longus, M. soleus, M. tibialis anterior, Mm. Extensor hallucis und digitorum longus sowie Mm. Peronei brevis und longus. Verglichen wurden der MBT-Schuh mit einem Kontrollschuh und barfuß. Für alle Schuhvarianten gab es je drei Durchgänge zu jeweils 30 Sekunden Standzeit. Die getesteten Muskeln wiesen mit Ausnahme des M. soleus eine erhöhte Aktivität im EMG-Signal auf. Dies lässt den Schluss zu, dass der MBT-Schuh zumindest für ausgewählte Muskeln einen Trainingsreiz setzen und somit längerfristig dafür eingesetzt werden kann. Weiters wurde erkannt, dass vermehrt Haltungsschwankungen beim Tragen der MBT-Schuhe auftraten im Vergleich zu den anderen Varianten. Auch in dieser Hinsicht konnte ein positiver Langzeiteffekt gefunden werden, da es nach einem 6-wöchigen Tragen des MBT-Schuhs zu einer verminderten Haltungsschwankung kam. Vieira u. a. (2014) führten einen ähnlichen Test durch, um herauszufinden, ob es eine Auswirkung auf die Rumpfstabilität beim Stehen in instabilen Schuhen gibt. Die ProbandInnen wurden gebeten, auf einer Platte ihren Oberkörper in verschiedene Richtungen zu neigen. Sie kamen im Gegensatz zu Landry u. a. (2010) zu dem Ergebnis, dass es zu keiner Verbesserung der Stabilität nach 6-wöchigem Tragen instabiler Schuhe kommt. Daraus schließen sie eine mögliche Gefahr für den Träger, bedingt durch die gesteigerte, anhaltende Instabilität. Laut Nigg, Federolf & Landry (2010) ist allerdings zu berücksichtigen, dass es einen Unterschied zwischen Frauen und Männern in der Reaktion auf Instabilität, ausgelöst durch das Tragen von instabilen Schuhsohlen,

gibt. Vor allem fällt der Unterschied im Stand in Bezug auf anteriore und posteriore Schwankungen sowie im Gang während der Standphase in Bezug auf Kontrolle der Sprunggelenksbewegung auf. Abgesehen von vermehrter Muskelaktivität und Rumpfkontrolle gibt es noch weitere positive Effekte beim Tragen eines MBT-Schuhs zu nennen, beispielsweise die verbesserte Fähigkeit, beim Gehen in den ersten Standphasen die Gewichtsübernahme zu dämpfen und das erleichterte Abdrücken des Vorfußes von der Unterlage in der letzten Standphase (Taniguchi, Tateuchi, Takeoka & Ichihashi, 2012). Beim Reebok „Easy Tone“ konnten die im Marketing angeführten Vorteile laut der Studie von Horsak & Baca (2013) nicht wirklich bestätigt werden. Im Rahmen dieser Studie wurden das Stehen und Gehen in „Easy Tone“-Schuhen mit einem Kontrollschuh verglichen. Die Ergebnisse zeigten im Stehen keine Zunahme der Instabilität und lediglich eine geringe Aktivitätszunahme der Vastii des M. quadriceps femoris. Im Gehen fand man erhöhte vertikale Bodenreaktionskräfte. Im Gegensatz dazu konnten Granacher u. a. (2011) im Rahmen ihrer Studie beim Tragen der Biodyn Sandale bestätigen, dass der Schuh posturale Schwankungen vermehrt, sowohl im Stehen als auch im Gehen. Beim Gehen fand man dadurch vermehrte Aktivität beim M. soleus sowie M. peroneus longus, was die Idee des Schuhkonzepts, Muskeln der unteren Extremität zu trainieren, unterstützt. Die zuvor erwähnten Konzepte von Adidas und Nike zeigten ebenfalls positive Effekte. Über einen Zeitraum von 24 (Adidas) bzw. 5 Monaten (Nike) wurden die Schuhe eingesetzt und dann mit einem Kontrollschuh verglichen. Auch wenn der Mechanismus dahinter nicht ganz geklärt werden kann, ist festzuhalten, dass es bei beiden Konzepten deutlich weniger Verletzungen, verglichen mit dem Kontrollschuh, gab (Nigg, 2009). Des Weiteren haben sich auch Gu, Lu, Mei, Li & Ren (2014) mit der Wirkungsweise von instabilen Schuhsohlen beschäftigt. Im Rahmen ihrer Studie verglichen sie eine instabile Schuhsohle mit einem Kontrollschuh in Bezug auf Kinematik und Muskelaktivität der unteren Extremität. Dabei wurden instabile Elemente auf die Sohle im Bereich des Vorfußes sowie der Fersenregion geklebt, um Instabilität zu erzeugen. Die Resultate zeigten eine signifikante Steigerung der Muskelaktivität im M. tibialis anterior, M. peroneus longus sowie M. gastrocnemius lateralis, was auf einen positiven Trainingseffekt bei langfristigem Tragen hindeutet. Außerdem fanden Lison, Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Sánchez-Zuriaga & Salvador-Coloma (2016) im Rahmen ihrer Studie, bei der Muskelaktivität während dem Gehen getestet wurde, eine signifikante Erhöhung der Aktivität im M. erector spinae sowie im M. rectus abdominis. Um zu erforschen, ob es allgemein zwischen verschiedenen Schuhkonstruktionen einen Unterschied in Bezug auf die Muskelaktivität gibt, verglichen Kim u. a. (2015) im Zuge ihrer Studie drei gebräuchliche Schuhvarianten: Converse Sneaker,

Regenstiefel sowie Kampfstiefel. Analysiert wurden M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. semimembranosus, M. tibialis anterior, M. peroneus longus und M. gastrocnemius medialis. Gemessen wurde während dem Gehen für eine Dauer von 30 Minuten. Das Ergebnis zeigte einen Unterschied in der Aktivität des M. vastus medialis. Dieser war höher beim Tragen der Regenstiefel verglichen mit den Sneakern und höher bei den Kampfstiefeln verglichen mit den Regenstiefeln. Dadurch kann gesagt werden, dass es in Bezug auf Muskelaktivität der unteren Extremität im Allgemeinen einen Unterschied macht, wie die Schuhe beschaffen sind.

1.4 Der X10D – Eine neue Sohlenkonstruktion

Der X10D (gesprochen: „extend“) ist ein Trainingsschuh mit einer neuartigen Sohlenkonstruktion. Der Physiotherapeut und Mitentwickler Swager van Dok (2014) möchte damit einen gesunden, leichten und effizienten Gang, für ein angenehmes Gehen des Menschen bewirken, indem er die Druckverteilung der Fußsohle verändert Swager van Dok (2015). Wie schon erwähnt, ist der X10D ein Trainingsschuh, weil er darauf ausgerichtet ist, das langsame, passive und breite Gangbild zu korrigieren, und den Träger dazu animiert, aktive Ausgleichsbewegungen in den Beinen zu produzieren. Dadurch wird das Gangmuster physiologischer und auch die Rumpfmuskulatur trainiert. Der Schuh ist anfangs als Trainingsgerät zu sehen, kann aber nach einer Eingewöhnungszeit auch als gemütlicher Alltagsschuh getragen werden. Der Trainingseffekt des X10D wird durch seine spezielle Sohlenkonstruktion erzielt. In die Konstruktion der vier Sohlenschichten sind zwei Prinzipien eingeflossen: abgeleitet aus dem Newton'schen Gesetz erzeugt Druck einen Gegendruck. Dieses Prinzip verwirklichen zwei harte Führungselemente in der Sohle (2 und 4 in Abbildung 3), welche die Drucklinie für den Körperschwerpunkt bilden. Eines der beiden Elemente befindet sich direkt unter dem Fuß und das zweite ist unter bzw. in der Mittelsohle, welche selbst weicher als die Führungselemente ist. Um das zweite Prinzip zu verwirklichen, dass vom Schuh Feedback zurückkommt, war das Element 1 (Abbildung 3) von großer Wichtigkeit, da dieses die Form der Außensohle bildet. Durch die Form, welche den funktional optimalen Bewegungsablauf beschreibt, wird der Träger des X10D bei einer nicht korrekten Abrollbewegung immer nach innen kippen. Der Träger nimmt das Kippen wahr, kann es korrigieren und findet eine optimale, lateral auf der Sohle verlaufende Belastungslinie (Swager van Dok, 2014). Diese Belastungsänderung zeigte Swager van Dok (2015) in einer Studie, bei der die Druckverteilung der Fußsohle beim Tragen des X10D, eines Referenzschuhs und barfuß gemessen wurden. Die

ProbandInnen mussten den X10D nach einer Erstmessung für acht Wochen tragen. Die Ergebnisse nach der Zweitmessung zeigten, dass sich nach mehrwöchigem Tragen des X10D die Verteilung des Drucks an der Fußsohle in Richtung dem Barfußgehen verändert. Daraus resultiert mehr Muskelaktivität der Fußmuskulatur beim Gehen, weshalb Swager van Dok (2015) auch auf eine alternative Behandlung mittels X10D bei Beschwerden des Fußes und der Haltung verweist.



Abbildung 3: Die vier Sohlenelemente: 1: Außensohle, 2: Führendes Stabilitätselement, 3: Mittelsohle, 4: Propriozeptives Führungselement (Die Geschichte des X10D - Gut gelaufen, Swager van Dok, S. 2, <http://www.x10d.me>)

1.5 Grundlagen der Elektromyographie

Konrad (2011, S. 4) definiert die Elektromyographie (EMG) als eine experimentelle Technik zur Forschung an Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale. Durch verschiedene physiologische Zustände der Muskelfasermembran werden diese Signale erzeugt. Dabei kann unterschieden werden, in welchem Erregungs- oder Kontraktionszustand sich der Muskel im jeweiligen Moment befindet. Grundsätzlich kann das

EMG in klinisches und kinesiologisches EMG unterteilt werden (Banzer, Pfeifer & Vogt, 2004, S. 166). Das klinische EMG ist für die Diagnose von Neuropathien und Myopathien sehr wichtig. Es können mittels Draht- oder Nadelelektroden sowohl Nervenleitgeschwindigkeit und Entladungsraten der motorischen Einheiten, als auch die Eigenschaften einzelner Aktionspotentiale und deren Dauer, Amplitude und Form untersucht werden. Das kinesiologische EMG wird häufiger verwendet und hilft bei der Untersuchung von Zusammenhängen zwischen Muskelaktionen, Bewegungen und Kräften. Meistens werden Oberflächen Elektroden verwendet, jedoch können bei tiefer liegender Muskulatur auch Draht- und Nadelelektroden zum Einsatz kommen (Banzer u. a., 2004, S. 167). Ein Vorteil des EMG ist unter anderem, dass quantitative und objektive Erfassung der Muskelfunktion möglich sind (Konrad, 2011, S. 5).

1.5.1 Die Muskelkontraktion

Eine Muskelkontraktion wird von Banzer (2004, S. 167) als das Resultat der neuronalen Aktivierung motorischer Einheiten, welche aus α -Motoneuron, motorischem Nerv und allen zugehörigen Muskelfasern besteht, definiert (Abb. 4). Konrad (2011, S. 7) beschreibt eben diesen Prozess als einen der wesentlichsten Faktoren in der Muskelphysiologie. Zur Muskelkontraktion kommt es durch ein Ionenungleichgewicht zwischen Innen- und Außenraum der Muskelzelle, welches ein Ruhepotential auf der Muskelfasermembran erzeugt. Konrad (2011, S. 7) beschreibt wie durch aktive physiologische Prozesse (Ionenpumpe) diese Potentialdifferenz erhalten und eine negative Ladung im Zellinnenraum erzeugt wird. Durch Aktivierung der Vorderhornzelle wird eine Erregung über das α -Motoneuron bis zur motorischen Endplatte weitergeleitet. Dort treten Transmittersubstanzen, wie zum Beispiel Acetylcholin aus und erzeugen ein sogenanntes Endplattenpotential an der Muskelfasermembran (Banzer u. a., 2004, S. 167). Dieses Potential verändert kurzfristig die Diffusionseigenschaften der Muskelfasermembran und erlaubt Natriumionen in den Zellinnenraum einzuströmen, wodurch es zur Depolarisation der Muskelfasermembran kommt. Während der Depolarisation erhöht sich aufgrund des Natriumionen-Einstroms das Aktionspotential von -80mV auf +30mV. Die Repolarisation kehrt diese Wirkung jedoch durch einen aktiven kompensatorischen Ionenrückstrom sofort wieder um (Konrad, 2011, S. 7). Diese Aktionspotentiale werden über die Muskelfasermembran fortgeleitet, wodurch sie mittels in der Nähe angebrachter Elektroden erfasst werden können (Banzer u. a., 2004, S. 167). Die Wechselwirkung von Depolarisation und Repolarisation erzeugen also das messbare EMG-Signal (Abb. 5).

Motorische Einheit

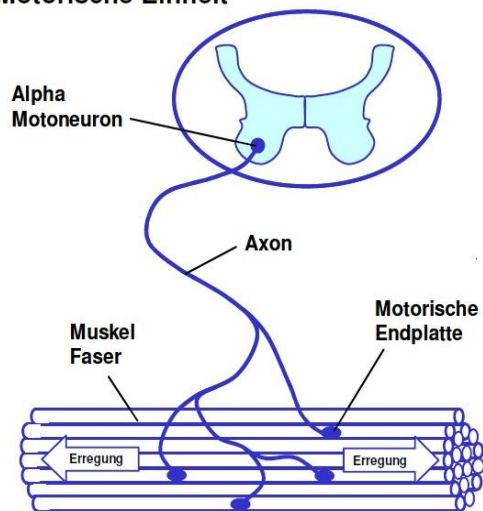


Abbildung 4: eine motorische Einheit (Konrad S.6)

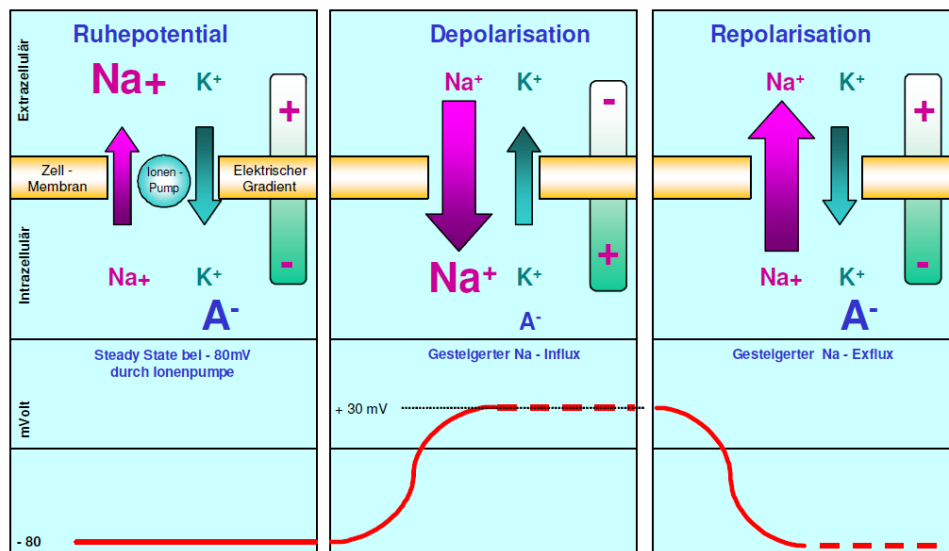


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Depolarisations-/ Repolarisationszyklus (Konrad S. 6)

Zwischen Muskelmembran und Elektrode können noch einige Faktoren zu Unregelmäßigkeiten bei der EMG-Messung führen. Diese sind: Gewebeeigenschaften, Physiologischer Cross Talk, Distanzänderungen zwischen Muskeln und Elektroden, Externe Störspannungen und Elektroden und Verstärker. Bei der Positionierung der Elektroden und der Vorbereitung der Laborbedingungen muss daher große Aufmerksamkeit auf diese Parameter gelegt werden, um die geringstmöglichen Störungen und Problematiken bei der Messung zu erhalten.

- Gewebeeigenschaften:

Je nach Gewebetyp und Gewebedicke, physiologischen Gewebeänderungen und Temperatur variiert die Leitfähigkeit des menschlichen Körpers, weshalb diese, sowohl zwischen verschiedenen Menschen als auch zwischen verschiedenen Teststellen einer einzelnen Person, nicht vergleichbare Messwerte liefern.

- Physiologischer Cross Talk:

Bei räumlichen Engstellen und kleinen Muskeln kann es dazu kommen, dass benachbarte oder antagonistische Muskeln einen signifikanten Anteil des EMG-Signals produzieren (10-15%). Außerdem können auch EKG-Zacken in das EMG-Signal einstreuen, welche aber leicht erkennbar und durch moderne Bearbeitungsroutinen eliminiert werden können.

- Distanzänderungen zwischen Muskeln und Elektroden:

Eine Distanzänderung zwischen Muskel und Elektrode verändert immer die Amplitude des EMG-Signals. Dieses Problem ist allgemein bei Bewegungsstudien bekannt und kann auch bei externem Druck auf Muskel oder Elektrode auftreten.

- Externe Störspannungen:

In Räumen mit hoher elektrischer Spannung kann es durch schlecht oder gar nicht geerdete externe Geräte zu Störspannungen kommen, welche sich als 50-Hz-Netzbrummen im EMG-Signal sichtbar machen.

- Elektroden und Verstärker:

Die Qualität der Elektroden und das interne Verstärkerrauschen können die EMG-Datenerfassung beeinflussen. Dabei können bestimmte Standards (ISEK Standard) Abhilfe leisten (Konrad, 2011, S. 11).

1.5.2 Auswertung des EMG-Signals

Damit die gemessenen Roh-Daten interpretiert werden können, müssen diese erst ausgewertet werden. Banzer (2004, S. 172) beschreiben drei Verfahren zur Auswertung des Roh-Signals: Zeitbezogene Auswertung, Amplitudenbezogene Auswertung und Frequenzanalyse. Um die ersten beiden durchführen zu können, muss erst das Roh-Signal gleichgerichtet werden (Abb. 6), also alle negativen Werte werden zu positiven invertiert. Die zeitbezogene Auswertung bestimmt den Anfang und das Ende der Muskelaktivität,

aber auch der Zeitpunkt der maximalen Muskelaktivität oder die Dauer von Aktivitätsbeginn bis zur maximalen Amplitude können laut Banzer (2004, S. 172) bestimmt werden. Bei der amplitudenbezogenen Auswertung wird darauf abgezielt, die Höhe von Muskelaktivitäten zu bestimmen und je nach Fragestellung zu bewerten. Dies kann bei unterschiedlichen Kontraktionsanforderungen oder aber auch, wenn unterschiedliche Muskeln oder Personen verglichen werden, nötig sein (Banzer u. a., 2004, S. 173). Die Auswertung der Frequenzanalyse wird durch den Frequenzgehalt, also die Veränderungen des Frequenzspektrums, ausgeführt. Dabei kann muskuläre Ermüdung über die Analyse des Leistungsspektrums und darauffolgender Berechnung der Medianfrequenz bestimmt werden. Wichtig für die Durchführung der Frequenzanalyse ist die Annahme der Stationarität des Signals, also keine auffälligen Variationen im Kurvenverlauf. Die Muskelermüdung wird bei einer isometrischen Kontraktion von mindestens 30% der maximalen Kontraktionskraft untersucht (Banzer u. a., 2004, S. 175).

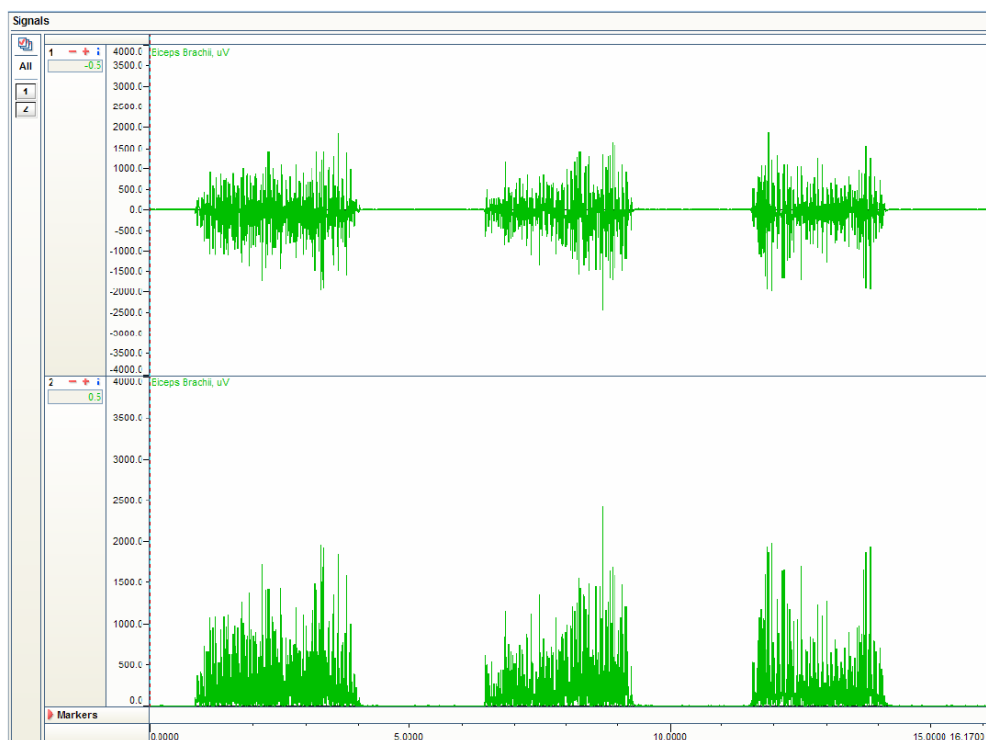


Abbildung 6: Ein EMG Roh-Signal (oben) und die gleichgerichtete Version (unten) (Konrad S. 26)

1.5.3 Normierung

Jede EMG-Analyse hat den großen Nachteil, dass aufgrund von unterschiedlichen Elektrodenpositionen, Probanden, aber auch täglichen Unterschieden bei derselben Elektrodenposition einzelner Individuen, variable Messbedingungen gegeben sind. Eine verbreitete Methode, um diese zu normalisieren, ist die Maximum Voluntary Contraction-

Normalisierung (MVC-Normalisierung). Dabei werden Maximalkontraktionen der jeweils zu testenden Muskeln gegen statischen Widerstand gegeben. Dieser maximale Wert wird dann als 100% - Referenzwert angenommen und kann ab diesem Zeitpunkt mit jeder weiteren Kontraktion dieses Muskels verglichen werden, welcher dann als Prozentwert dieses 100% - Referenzwertes angegeben wird. Wichtig zu verstehen ist, dass damit die EMG-Kurve nicht verändert wird, sondern nur ein neuer Referenzwert für die Y-Achse der Kurve entsteht (Konrad, 2011, S. 29). Durch die MVC-Normalisierung ist es möglich, das Anstrengungsniveau bei Trainingsübungen, Arbeitsvorgängen oder normalen Bewegungen zu bestimmen. Diesen wichtigen Vorteil kann man nur mit normalisierten Daten ausnutzen, da über Werte mit Mikrovolt-Skalierung kaum Aussagen zu treffen sind. Weiters erlauben normalisierte Daten Vergleiche mit Werten unterschiedlicher Individuen und lassen dadurch statistische Auswertungen zu. Ein großes Problem der MVC-Normalisierung stellt die Auswahl der ProbandInnen dar, da nur Personen, die gesund und trainiert sind, die nötigen Voraussetzungen für eine Maximalkrafttestung haben. Zu bedenken ist dabei, dass auch trainierte Personen nicht immer eine maximale Kontraktion erzeugen können und bei Verletzungen der zu testenden Muskulatur keine Maximalkraft-Testung erlaubt ist. Auch die isometrischen Muskeltests und damit statische Ausgangsstellung der Muskellängen wird als Problem gesehen, da bei einer dynamischen Testung andere Muskellängen und damit auch andere Kräfte entstehen können, welche nicht mehr repräsentative Werte für die Testungen produzieren. Konrad (2011, S. 33) rät vor allem bei Patientenstudien zu einer Analyse mit Mikrovolt-Skalierten Daten und damit verbunden zu keiner MVC-Normalisierung.

1.6 Fragestellung und Hypothesen

Aufgrund der vorangegangenen Überlegungen ergab sich folgende Fragestellung:

Welche Auswirkungen hat das Tragen des X10D auf die Muskelaktivität der Hüftabduktoren und der Rumpfmuskulatur bei gesunden Personen?

Die Hypothese dieser Studie lautet, dass es einen Unterschied der Mm. gluteus maximus (Gmax), gluteus medius (Gmed), tensor fasciae latae (TFL), obliquus externus abdominis (OE), obliquus internus abdominis (OI), multifidus (MF), longissimus (LO) und iliocostalis (IC) beim Tragen des X10D im Vergleich zum Referenzschuh und dem Barfuß Gehen gibt.

2 Methodik

2.1 Studiendesign/Studienablauf

Diese Pilotstudie wurde in Form einer kontrollierten bewegungsanalytischen Laboruntersuchung durchgeführt. Es gab einen Testzeitpunkt mit drei Messdurchgängen, welcher insgesamt circa 1,5 Stunden pro Person in Anspruch nahm. Die drei Messdurchgänge wurden jeweils mit unterschiedlichem Schuhwerk durchgeführt. Ein Durchgang mit dem X10D, einer mit einem Referenzschuh und der letzte Durchgang wurde barfuß durchgeführt. Gemessen wurde die mittlere und maximale Muskelaktivität während dem Gehen, sowie spezielle Gangparameter. Realisiert wurden die Messungen durch ein Acht-Kanal-EMG und eine Druckmessplatte. Die für die Studie interessanten und gemessenen Muskeln sind Gmax, Gmed, TFL, OE, OI, MF, LO und IC. Diese Studie wurde im Laufe der BAC 1 des vierten Semesters der Verfasser geplant und die Umsetzung erfolgte im fünften Semester als BAC 2. Während der BAC 2 wurden die Messungen durchgeführt, sowie die Daten ausgewertet und interpretiert. Im September und Oktober hat die Einführung in die Messinstrumente stattgefunden. Des Weiteren fanden erste Tests statt, in denen die Durchführbarkeit der Messungen erprobt wurden. Die ProbandInnenrekrutierung hat im Oktober stattgefunden und wird im folgenden Kapitel genauer erläutert. Die Messung und Datenerhebung wurden im November und Dezember durchgeführt. Im Anschluss daran konnte mit der statistischen Auswertung und Interpretation der Ergebnisse und deren Diskussion begonnen werden.

2.2 ProbandInnenrekrutierung

In dieser Studie haben 16 ProbandInnen mit einem Body Mass Index (BMI) unter 25 teilgenommen. Zur Rekrutierung wurde ein Mail an Studierende der FH St. Pölten gesendet. Diese wurde an den Studiengang Physiotherapie, sowie an alle anderen Studiengänge des Departments Gesundheit gesendet. Die Mail hat eine Beschreibung dieser Studie, sowie Ein- und Ausschlusskriterien beinhaltet. Zusätzlich dazu haben die Verfasser auch persönlich im Bekanntenkreis mögliche ProbandInnen rekrutiert. Bei einer Zusage wurden noch zusätzliche Details und Infos bezüglich Termin, Testung und Schuhwerk übermittelt.

Folgende Kriterien waren für die Aufnahme erforderlich:

- BMI bis einschließlich 24,9
- keine Erfahrung mit dem X10D in den letzten sechs Monaten
- Fitnesszustand um 500 Meter beschwerdefrei zu gehen

Der BMI² ist ein Index zur groben Bewertung des Ernährungszustands. Er wird wie folgt berechnet: Körpergewicht (in Kilogramm) : Körpergröße² (in Meter). Laut WHO-Klassifikation beginnt Übergewicht ab einem Wert von 25. Im Rahmen dieser Arbeit wurden normalgewichtige Personen getestet. Daher war der Wert für die Obergrenze des BMI mit 24,9 festgelegt worden.

Folgende Kriterien führten zum Ausschluss aus der Studie:

- Beschwerden, die eine gefahrlose Teilnahme an der Studie nicht zulassen würden
- Schmerzen in der unteren Extremität oder Lendenwirbelsäule
- Operation oder Verletzung der unteren Extremität oder der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten
- Durchführung eines sensomotorischen Trainings mit instabilem Untergrund öfter als einmal pro Woche
- Profisportler

Da keine Verfälschungen aufgrund von Vorerfahrungen entstehen sollten, wurden Personen, die Vorerfahrung mit dem X10D hatten oder häufig sensomotorisches Training durchführten, ausgeschlossen. Weiters mussten ProbandInnen mindestens 500 Meter beschwerdefrei bewältigen können, da sonst Ausweichbewegungen während der Testung entstehen könnten. Aus demselben Grund wurden auch Personen, die kürzlich eine Verletzung oder Operation hatten, ausgeschlossen. ProfisportlerInnen wurden deshalb ausgeschlossen, weil diese bei den Muskelaktivitäten voraussichtlich um vieles höhere Werte erzielen würden und somit die Ergebnisse ebenfalls verfälschen würden.

2.3 Messinstrumente

Zur Messung der Muskelaktivität wurde das EMG-Messgerät „Desktop DTS“ der Firma Noraxon verwendet. Dieses tragbare EMG-Messgerät mit einer Messfrequenz von 1500 Hz kann durch ein Acht-Kanalsystem gleich mehrere Muskeln gleichzeitig messen. Die Daten werden über eine Bluetooth-Verbindung an den PC gesendet, welcher diese mit der Software „myoRESEARCH Version 3.10“ sofort aufbereiten kann. Zur Testung wurden die Klebeelektroden „Noraxon Dual“ der Firma Noraxon verwendet. Um die Gangparameter zu messen, sind zwei Druckmessplatten „Model FDM 1,5“ der Firma Zebris Medi-

²<http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>
bzw. <http://www.oege.at/index.php/bildung-information/ernaehrung-von-a-z/1757-bmi>

cal GmbH in Serie geschaltet worden, welche eine Gesamtlänge von drei Metern hatten. Diese Messplatte kann sowohl den Center Point of Pressure, als auch Schrittbreite, -länge und -frequenz messen. Auch diese war mit dem PC verbunden und die Daten wurden mit der Software „myoRESEARCH Version 3.10“ ausgewertet.

2.4 Ablauf der Messungen

Wie schon in einem vorherigen Kapitel erwähnt, hat die gesamte Messung ungefähr 1,5 Stunden pro Person gedauert. Die ProbandInnen füllten als erstes ein Datenblatt mit ihren persönlichen Daten aus und unterschrieben danach eine Zustimmung, die erlaubte, dass ihre Daten bei dieser Studie verwendet werden durften. In der zuvor übermittelten Mail wurden die ProbandInnen darauf hingewiesen, dass sie am Tag vor der Testung keinen Sport machen und keinen Alkohol trinken dürfen, da sowohl ein Muskelkater als auch Restalkohol zu veränderten Messwerten führen hätte können. Am Tag der Messung durfte keine Körperlotionen oder Ähnliches aufgetragen werden. Falls doch eine Körperlotion aufgetragen wurde, wurde diese an den Teststellen mit Seifenwasser abgewaschen, getrocknet und mit Alkohol desinfiziert. Bevor die Haut vorbereitet und Elektroden angebracht wurden, mussten störende Kleidungsstücke entfernt oder mit Tape fixiert werden, damit keine Kontakte mit Elektroden und daraus resultierende Artefakte entstehen konnten. Zur Hautvorbereitung wurden die Haare an den für die Messung nötigen Stellen mit einem Einwegrasierer entfernt. Danach ist die Haut mit einer abrasiven Reinigungspaste eingerieben worden, bis sich eine Hautrötung zeigte. Zurückgebliebene Hautschuppen und Haarreste sind durch das Abwischen mit einem in Desinfektionsmittel angefeuchteten Tuch entfernt worden. Nur durch eine solche Behandlung kann ein wirklich guter Elektroden - Haut - Kontakt gewährleistet werden. Die Messung wurde auf der dominanten Seite durchgeführt. Diese ist durch drei Tests ermittelt worden. Die Testperson wurde aufgefordert einen Ausfallschritt nach vorne durchzuführen – das bewegte Bein ist als dominante Seite identifiziert worden. Beim zweiten Test sollte die Testperson einen Einbeinstand ausführen – als dominant ist die Nicht-Standbein Seite gewertet worden. Der dritte Test war ein Reaktionstest. Die Testperson wurde von einem Therapeuten leicht von hinten gestoßen – dominant ist die Seite mit welcher der Ausgleichsschritt gemacht wurde. Als dominant ist dann die Seite gewertet worden, welche öfter als die dominante Seite getestet wurde. Die zwei pro Muskel zusammengehörenden Elektroden wurden mit einem Interelektrodenabstand von 20 mm parallel zum Muskelfaserverlauf befestigt. Die Elektrodenplatzierung ist nach den SENIAM-Richtlinien durchgeführt worden. Nur für die Mm. obliquus externus abdominis und obliquus internus abdominis gibt es auf SENIAM keine

Richtlinien, weshalb die Platzierung für den M. obliquus externus abdominis laut Kanghoo 2015 und die Platzierung für den M. obliquus internus abdominis laut Rhee 2015 durchgeführt wurde.

Um die Elektroden am M. gluteus maximus der ProbandInnen zu befestigen, wurde diese in Bauchlage gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde in der Mitte der Verbindungslinie zwischen Os sacrum und Trochanter major platziert.

Um die Elektroden am M. gluteus medius der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese in Seitlage gelagert und die Haut wird vorbereitet. Die Elektrode wurde in der Mitte der Verbindungslinie zwischen Trochanter major und Crista iliaca platziert.

Um die Elektroden am M. tensor fasciae latae der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese in Seitlage gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde im proximalen Sechstel der Verbindungslinie zwischen Spina iliaca anterior superior und lateralem Femurkondyl platziert.

Um die Elektroden am M. longissimus der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese stehend mit dem Oberkörper bäuchlings über eine Liege gebeugt und mit den Armen abgestützt gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde zwei Finger lateral vom Processus spinosus des L1-Wirbelkörpers platziert.

Um die Elektroden am M. iliocostalis der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese stehend mit dem Oberkörper bäuchlings über eine Liege gebeugt und mit den Armen abgestützt gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde einen Finger medial der Verbindungslinie von Spina iliaca posterior superior und unterstem Punkt der tiefsten Rippe auf Höhe des L2-Wirbelkörpers platziert.

Um die Elektroden am M. multifidus der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese stehend mit dem Oberkörper bäuchlings über eine Liege gebeugt und mit den Armen abgestützt gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde auf der Verbindungslinie zwischen Spina iliaca posterior superior und dem Zwischenraum des L1- und L2-Wirbelkörpers auf Höhe des Processus spinosus des L5-Wirbels platziert.

Um die Elektroden am M. obliquus externus abdominis der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese in Rückenlage gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurden auf Höhe der Axillarlinie auf der Verbindungslinie zwischen tiefstem Punkt der zehnten Rippe und Spina iliaca anterior superior platziert.

Um die Elektroden am M. obliquus internus abdominis der ProbandInnen zu befestigen, wurden diese in Rückenlage gelagert und die Haut entsprechend vorbereitet. Die Elektrode wurde zwei Zentimeter medial und zwei Zentimeter kaudal der Spina iliaca anterior superior platziert. Die angebrachten Elektroden kann man in folgenden Bildern sehen (Abb. 7).



Abbildung 7: Die aufgeklebten Elektroden von vorne, hinten und von der Seite

Alle Kabel wurden danach mit Tape so fixiert, dass sie sich bei Bewegungen der Testperson so wenig wie möglich bewegen konnten und keine oder nur möglichst geringe Artefakte entstehen konnten. Um einen Referenzwert der Muskelaktivität zu erhalten, wurde

die schon früher erwähnte MVC-Messung durchgeführt. Da bei dieser Messung eine maximale Muskelkontraktion durchgeführt werden musste, wurde davor ein Aufwärmprogramm absolviert. Das Aufwärmen hat aus fünf Minuten Fahrradergometer fahren bei selbst gewähltem Tempo und einigen kurzen Rumpfübungen bestanden. Bei der MVC-Messung wurde jeder Muskel einmal getestet und der höchste erreichte Wert dann als Referenz-Maximalwert verwendet. Nach jedem Maximalkrafttest musste der getestete Muskel 30-60 Sekunden pausieren. Als Testbewegungen wurden Manuelle Muskeltests nach Hislop & Montgomery (2007) des jeweiligen Muskels gegen statischen Widerstand eines Therapeuten durchgeführt. Damit der Widerstand bei jeder Wiederholung und jeder Testperson gleich war, hat diesen immer derselbe Therapeut ausgeführt. Die ProbandInnen bekamen im Vorhinein eine Erklärung zur Bewegung und wurden erst dann getestet. Während der Testung wurden die ProbandInnen vom Therapeuten angefeuert, um wirklich den maximalen Wert zu erreichen. Da bei der MVC-Messung die Elektroden schon aufgeklebt waren, konnten in manchen Fällen die geplanten Übungen nicht korrekt durchgeführt werden, weshalb Ausweichübungen gefunden werden mussten. Im Folgenden werden die geplanten Tests erklärt und dann aber auch die tatsächlich durchgeführten Tests dargestellt.

Geplant war, dass der M. gluteus maximus in Bauchlage bei 90° flektiertem Knie getestet wird. Widerstand sollte am Oberschenkel direkt proximal des Knies gegeben werden. Die Testperson wird aufgefordert das Bein von der Liege abzuheben und mit maximaler Kraft gegen den Widerstand zu drücken. Bei der Durchführung dürfen keine weiterlaufenden Bewegungen des Beckens oder Rumpf entstehen (Hislop & Montgomery, 2007, S. 165). Da mit den aufgeklebten Elektroden keine Bauchlage mehr möglich ist, wurde der Test im Türrahmen und im Stand durchgeführt. Die Testperson musste sich vorne mit der Schulter am Türrahmen anlehnen und das zu testende Bein bei 90° flektiertem Kniegelenk gegen die andere Seite des Türrahmens drücken. So konnte eine maximale Muskelkontraktion erreicht werden.

Der M. gluteus medius wurde in Seitenlage getestet. Widerstand wurde lateral am Knie gegeben. Die Testperson ist aufgefordert worden das Bein mit maximaler Kraft gegen den Widerstand zu drücken. Dabei darf keine Rotation des Beines oder weiterlaufende Bewegung im Becken entstehen (Hislop & Montgomery, 2007, S. 169).

Der M. tensor fasciae latae wurde in Seitenlage bei 45° flektierter Hüfte des oberen Beines getestet. Widerstand wurde am lateralen Oberschenkel proximal des Kniegelenks gegeben. Die Testperson ist aufgefordert worden das Bein in 30° Abduktion zu bringen

und dort mit maximaler Kraft gegen den Widerstand zu drücken. Dabei dürfen keine Weiterlaufenden Bewegungen im Becken entstehen (Hislop & Montgomery, 2007, S. 173).

Der M. longissimus wurde in Bauchlage mit beiden Händen hinter dem Kopf getestet. Die Testperson wurde an den Sprunggelenken fixiert und aufgefordert den Kopf, die Schultern und den Brustkorb von der Therapieliege abzuheben und diese so hoch wie möglich zu halten (Hislop & Montgomery, 2007, S. 38). Hier war die Bauchlage wegen der aufgeklebten Elektroden ein Problem, welches aber gelöst werden konnte indem die ProbandInnen nur bis zum Becken auf der Liege aufgelegt sind und der Oberkörper über die Liege hinausragte. Natürlich haben sich die ProbandInnen mit den Armen am Boden abstützen dürfen um nicht dauerhaft in Spannung bleiben zu müssen.

Geplant war, dass der M. iliocostalis in Bauchlage getestet wird. Widerstand sollte am Bein in kaudale Richtung gegeben werden. Die Testperson wird dabei aufgefordert sich an der Therapieliege festzuhalten und mit maximaler Kraft gegen den Widerstand am Bein zu ziehen (Hislop & Montgomery, 2007, S. 42). Problem war hier wieder die Bauchlage. Deshalb wurde dieser Test im Stand durchgeführt. Die ProbandInnen durften sich an der Wand abstützen, während ein Therapeut das Bein der zu testenden Seite fixiert hat. Beim Kommando mit maximaler Kraft gegen den Widerstand am Bein zu ziehen, mussten die ProbandInnen ihr Bein hochziehen und der Therapeut weiterhin den Widerstand aufrecht erhalten um eine maximale Muskelkontraktion zu erreichen.

Der M. multifidus wurde gleich wie der M. longissimus getestet.

M. obliquus externus abdominis und M. obliquus internus abdominis wurden in Rückenlage mit den Armen hinter dem Kopf getestet. Die Testperson ist aufgefordert worden den Kopf und die Schultern von der Therapieliege zu heben und einen Ellbogen in Richtung des kontralateralen Knies zu bewegen. Wird der rechte Ellbogen zum linken Knie bewegt, werden der rechte M. obliquus externus abdominis und der linke M. obliquus internus abdominis getestet (Hislop & Montgomery, 2007, S. 44). Bei diesem Test war die Elektrode am M. gluteus maximus im Weg, weshalb dafür gesorgt werden muss, dass die ProbandInnen über einem kleinen Loch sitzen um diese auszusparen. Außerdem durften die ProbandInnen nicht in Rückenlage liegen, da dort die Elektroden der Rückenmuskulatur angebracht waren. Deshalb wurde im Sitz gestartet, die Füße waren von einem Therapeuten fixiert und dann durfte sich die Testperson langsam nach hinten lehnen. Zum Zeitpunkt der maximalen Kontraktion in der geraden Bauchmuskulatur haben die ProbandInnen das Kommando bekommen sich zur jeweils zur testenden Seite zu drehen und maximal zu kontrahieren.

Die Messung selbst ist dreimal durchgeführt worden und zwar einmal mit jedem Schuhwerk und einmal barfuß. In welcher Reihenfolge die ProbandInnen die Schuhe tragen sollten, wurde randomisiert³ durchgeführt, da ansonsten Fehler auftreten könnten. Die Strecke für die Messung führte in eine Richtung über die Druckmessplatte, dann um ein Hütchen und neben der Druckmessplatte wieder zurück zum Start, wo auch ein Hütchen zum Umrunden stand. In den ersten zwei Minuten hatten die ProbandInnen eine Eingewöhnungszeit, erst dann wurde gemessen. Danach sollten zumindest zehn volle Gangzyklen, also von IC bis IC, gemessen werden. Da nicht bei jeder Runde ein kompletter Gangzyklus gemessen werden konnte, sind die ProbandInnen natürlich mehr als zehn Runden gegangen. Kriterien des Referenzschuhs waren eine flache, durchgehende Gummisohle ohne Absatz, ohne Einlagen oder andere Unterstützungen für das Fußgewölbe. Die maximale Sohlendicke sollte 1,5 cm nicht überschreiten. Beim Tragen des X10D wurden folgende Anweisungen an die ProbandInnen gegeben. Zuerst sollte das Abknicken nach medial ausprobiert werden, um zu wissen, bei welcher Bewegung eine Korrektur nötig ist. Der Körper sollte aufrecht und der Blick nach vorne gerichtet sein. Die Fußspitzen sollten möglichst nach vorne zeigen, jedoch soll eine Überkorrektur vermieden werden.

³ www.random.org am 03.07.2017

2.5 Datenaufbereitung

Wie früher schon erwähnt, wurde zur Datenaufbereitung die Software „myoRESEARCH Version 3.10“ der Firma Noraxon verwendet. In dieser Software kann man unter anderem in „myoMUSCLE“ und „myoPRESSURE“ unterscheiden. Wie die jeweiligen Namen schon erahnen lassen, ist „myoMUSCLE“ verantwortlich für die EMG-Daten der Muskeln und „myoPRESSURE“ verarbeitet die Daten der Druckmessplatten. Zur Rohdaten-Aufbereitung waren Gleichrichtung, Glättung und Amplitudennormalisierung notwendig.

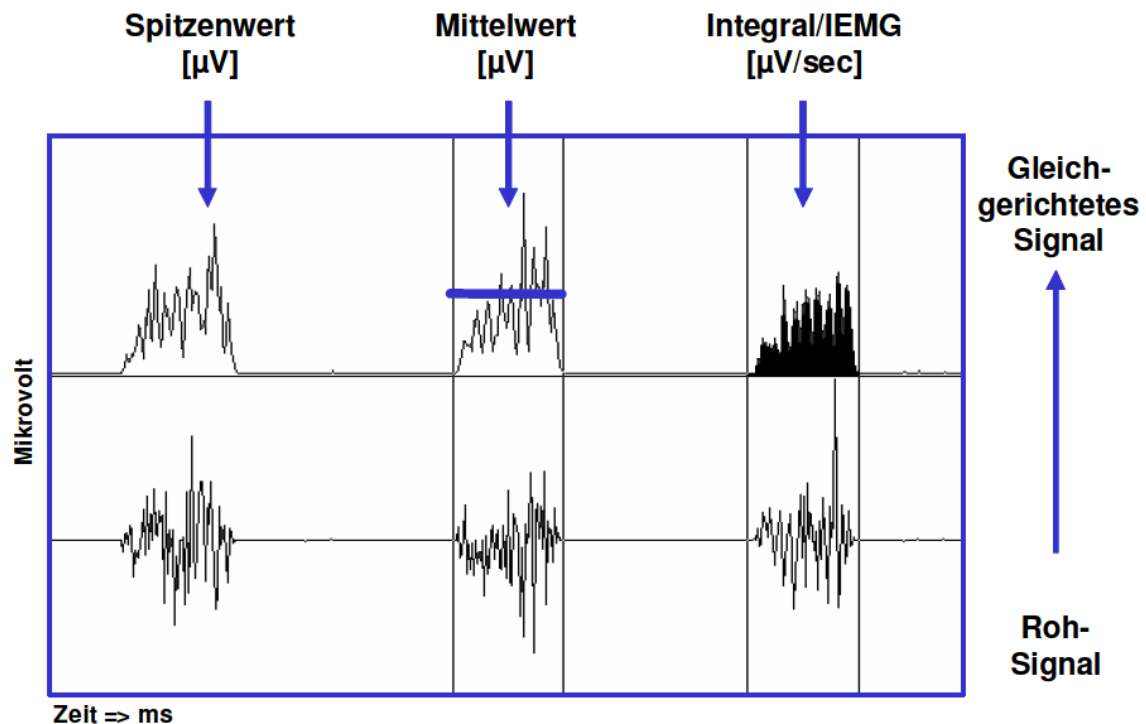
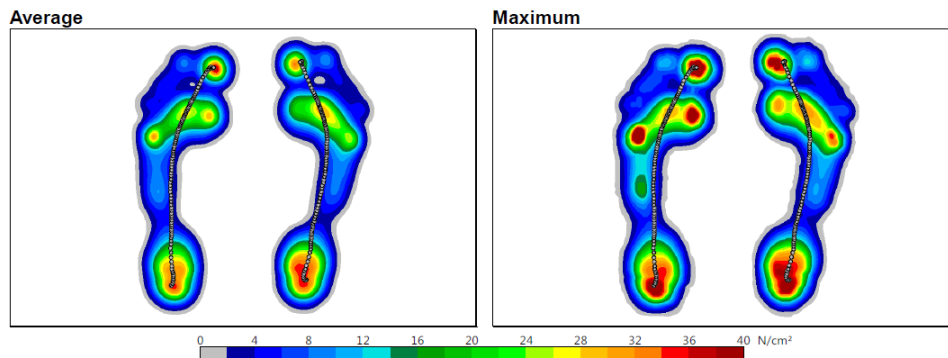


Abbildung 8: EMG-Standardamplitudenparameter (Konrad S. 39)

Die Gleichrichtung ermöglicht die Berechnung von Standardamplitudenparameter wie Mittelwert, Maximum, Minimum und Integral (Abb.7). Erreicht wird die Gleichrichtung durch mathematische Betragsbildung, also alle negativen Werte werden zu positiven Werten beziehungsweise werden die negativen Werte einfach „nach oben geklappt“ (Konrad, 2011, S. 26). Aufgrund der stochastischen Natur einer EMG Messung kommt es immer wieder zu zufälligen, kein zweites Mal wiederholbaren Amplitudenspitzen. Um diese nicht in die Analyse einfließen zu lassen, wurde eine digitale Gleichrichtung durchgeführt, welche den gemittelten Signaltrend der Amplitude als Kurve zeigt. Hierzu gibt es zwei verschiedene Algorithmen, wobei in dieser Studie der Root Mean Square herangezogen wird. Dieser ist laut Konrad (2011, S. 27) der standardmäßig empfohlene Glättungsmechanismus bei EMG-Signalen und reflektiert die mittlere Leistung des Signals. Bei der Anwendung des Root Mean Square wurde ein bestimmtes Zeitfenster definiert, welches

wenn es zu groß gewählt werden würde, zu einer Phasenverschiebung führen kann. Daher wurde für langsame oder statische Aktivitäten ein Zeitfenster von 500 ms verwendet und 20 ms bei schnellen Aktivitäten wie Sprünge oder Reflex-Studien. Für normale EMG-Studien werden Zeitfenster zwischen 50 und 100 ms verwendet, weshalb in dieser Studie 80 ms gewählt wurden. Zur Amplitudennormalisierung wurde die schon früher erklärte MVC-Normalisierung verwendet, welche den Vergleich unterschiedlicher Muskeln, Personen und Messzeitpunkte erlaubt. Auch die Daten der Druckmessplatten wurden analysiert und durch den in der Software integrierten „Bilateral Gait Report“ wurde jeder Messzeitpunkt der jeweiligen Gangphase zugeordnet. Durch die automatische Erkennung der jeweiligen Schritte musste danach nur noch manuell für jeden Probanden und jede Probandin bei allen drei verschiedenen Sohlenkonditionen per Videoanalyse kontrolliert werden, ob der gesamte Gangzyklus auf der Druckmessplatte stattgefunden hat und dabei keine Störfaktoren aufgetreten waren. War das nicht der Fall, so wurden weder die EMG-Daten, noch die Gangparameter dieser Schritte gewertet. Als Störfaktoren zählte unter anderem das Reden oder Lachen der ProbandInnen, da in diesen Fällen signifikante Spitzen in den EMG-Signalen der Mm. obliquus internus abdominis und obliquus externus abdominis entstanden. Der „Bilateral Gait Report“ (Abb. 8) konnte erste Aufschlüsse auf die Qualität der Gangzyklen zulassen. So wurden mit Hilfe des COP-Diagrammes, welches die Ganglinien von jedem Schritt aufzeichnet, Ausreißer erkannt.

Pressure Prints



COP Diagram

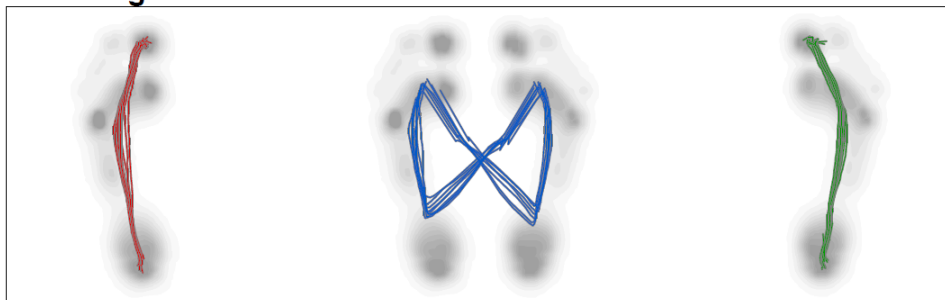


Abbildung 9: Druckabdrücke und COP Diagramm aus dem Bilateral Gait Report

Außerdem wurde auch eine durchschnittliche Kraftkurve der jeweiligen Schritte entworfen (Abb. 9). Wurden in einer solchen Kurve starke Abweichungen oder extreme Standardabweichungen angezeigt, so konnte man ebenfalls auf Ausreißer oder Artefakte in den Daten schließen.

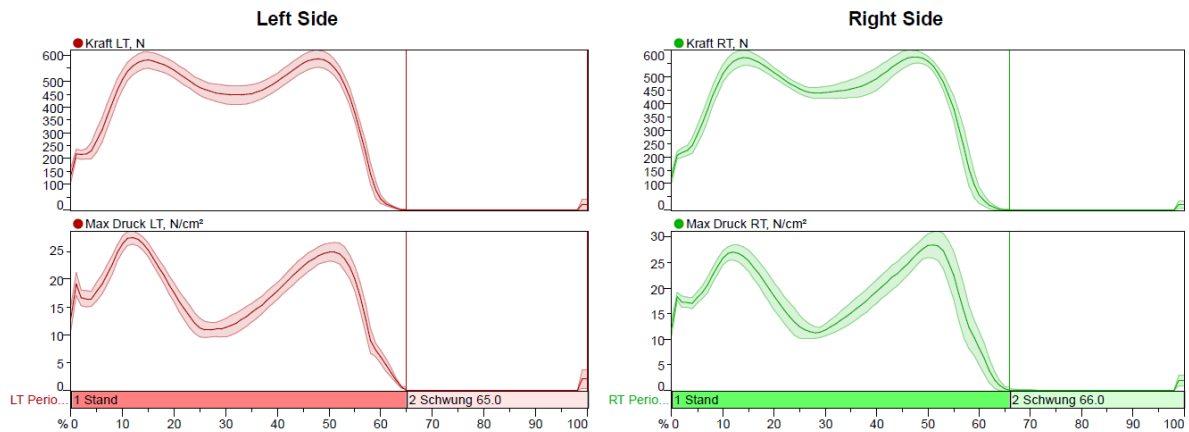


Abbildung 10: Durchschnittliche Kraftkurve der gesamten Schritte auf der Gangmessplatte mit zugehöriger Standardabweichung.

Diese Ausreißer und Artefakte wurden danach per Videoanalyse gesucht und anschließend entfernt. Die Auswertung der EMG-Daten wurde danach mit dem „Average Activation Report“ durchgeführt (Abb. 10). Dabei wurden ebenfalls nur diejenigen Gangzyklen verwendet, die auch beim „Bilateral Gait Report“ als ganze Zyklen ohne Artefakte gewertet wurden. Der „Average Activation Report“ zeigt sowohl den Mittelwert, als auch den Peak des jeweiligen Muskels an. Für diese Studie waren nur die Mittelwerte der EMG-Daten relevant, welche in der nachfolgenden Statistik miteinander verglichen wurden. Außerdem wurden verschiedene Gangparameter wie Geschwindigkeit, Kadenz, Schrittlänge und Schrittbreite zur statistischen Auswertung herangezogen. Die beiden Reports wurden sowohl als PDF-Datei zur besseren Veranschaulichung, also auch als Excel-Datei zur weiteren Verarbeitung exportiert.

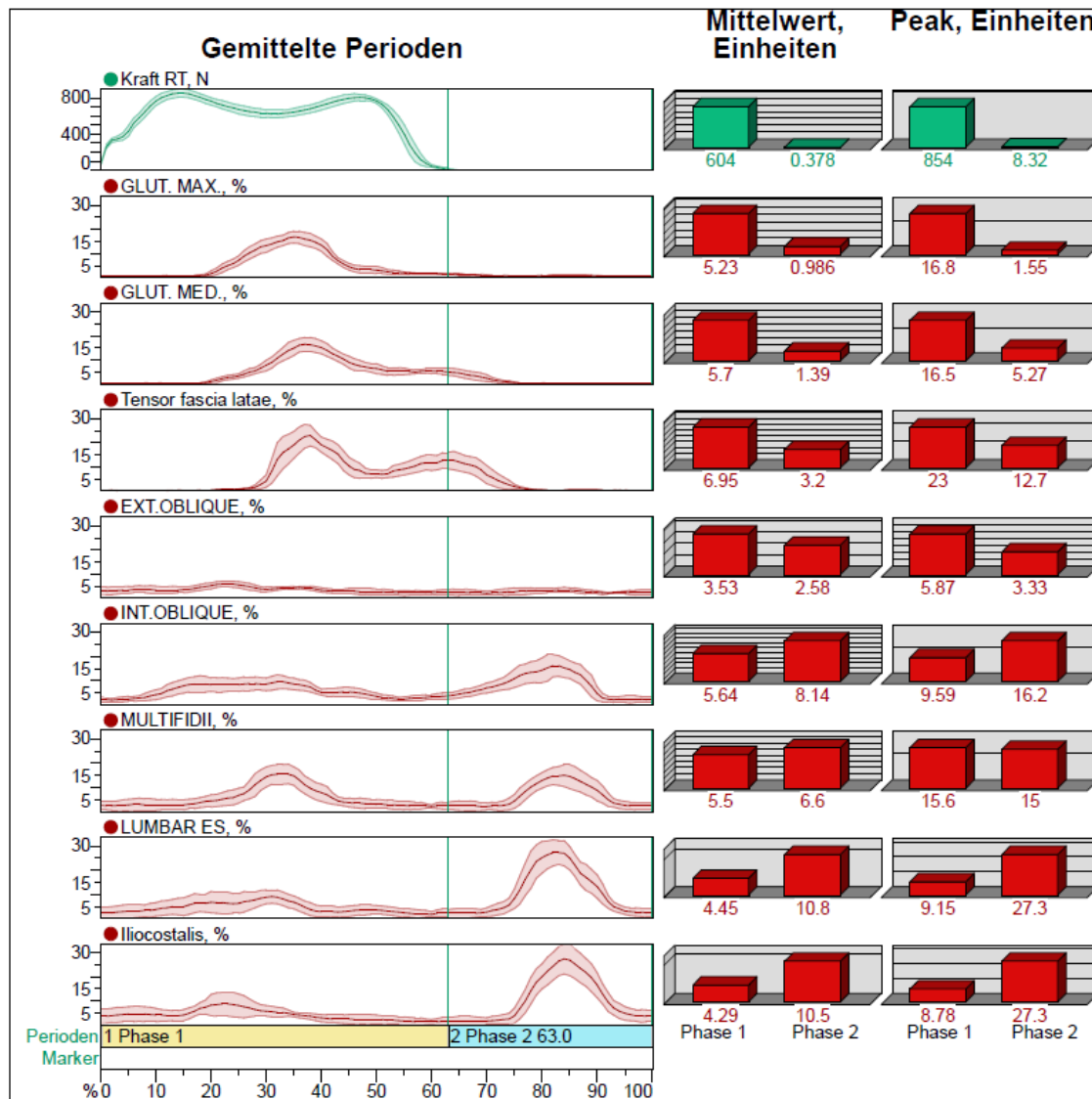


Abbildung 11: Die durchschnittliche Muskelaktivität aller gemessenen Muskeln mit zugehöriger Standardabweichung.

2.6 Statistik

Zur Auswertung der Statistik wurde das Programm „IBM SPSS Statistics Version 24“ verwendet. Für alle statistischen Auswertungen ist ein α -Niveau von 5% festgelegt worden. Als interessant wurden vor allem die EMG-Daten während der Standphase eingestuft, da hier eine Änderung der Muskelaktivierung zu erwarten wäre wenn der X10D getragen wird, jedoch wurden auch die Daten der Schwungphase analysiert um auch hier auftretende Veränderungen der Muskelaktivität erkennen und analysieren zu können. Zusätzlich wurden die Gangparameter Kadenz, Geschwindigkeit, Schrittlänge und Schrittweite analysiert. Um im Vorfeld Ausreißer und Extremwerte zu erkennen, wurde als Erstes ein Boxplot Diagramm erstellt. Diese Ausreißer wurden danach auf Artefakte überprüft und

wenn keine Korrekturmöglichkeiten gefunden wurden, sind diese Daten aus der Statistik entfernt worden, da sie zu Fehlern in der Auswertung führen könnten. In SPSS wurden die Daten auf eine Normalverteilung geprüft. Dazu wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test durchgeführt, welcher testet, ob ein Unterschied zwischen einer Normalverteilung und der Verteilung der gemessenen Daten besteht. Mit Hilfe von deskriptiver Statistik wurden Schiefeit und Kurtosis bestimmt, welche im Intervall -2 bis 2 liegen mussten um von einer Normalverteilung ausgehen zu können. Die Schiefeit zeigt die Symmetrie einer Häufigkeitsverteilung an, also ob sich die Kurve eher nach rechts oder eher nach links neigt. Die Kurtosis ist die Wölbung einer Häufigkeitsverteilung. Zusätzlich wurde ein Histogramm mit einer Normalverteilungskurve angezeigt, um auch optisch über eine Normalverteilung diskutieren zu können. Danach wurde entschieden, ob im Falle einer Normalverteilung mit einer einfachen Varianzanalyse (ANOVA) oder bei nicht normalverteilten Daten mit dem Ersatztest gerechnet wird. Weiters wurde während der ANOVA mittels Mauchly-Test die Sphärizität der Daten berechnet. Konnte die Sphärizität angenommen werden, so hat die ANOVA normal weitergeführt werden können. War das Ergebnis der ANOVA signifikant ($p \leq 0,05$), so wurde die Sphärizität nicht angenommen und es musste eine Greenhouse-Geisser Korrektur vorgenommen werden. Diese Korrektur berechnet die ANOVA in SPSS praktischerweise automatisch mit und das neue korrigierte Ergebnis konnte abgelesen werden. Weitere Voraussetzungen zur Gültigkeit einer ANOVA waren: metrische Daten, mehr als zehn Personen in den jeweiligen Gruppen, mindestens zwei verschiedene Gruppen, im Fall dieser Studie also Sohlenkonditionen, in denen die Messungen durchgeführt wurden und wie vorher schon erwähnt auch die Normalverteilung und die Sphärizität der Daten. Bei signifikanten Ergebnissen der ANOVA wurde ein Post-Hoc Test mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Der Post-Hoc Test führte einen paarweisen Vergleich der jeweiligen Mittelwerte durch. Dadurch konnte differenziert werden zwischen welchen Daten tatsächlich ein signifikanter Unterschied besteht. Diese Ergebnisse mussten dann aufgezeigt und interpretiert werden.

3 Ergebnisse:

Insgesamt nahmen 16 Personen, davon 6 Frauen und 10 Männer, an der Studie teil. Das Durchschnittsalter war bei 23,25 Jahren ($\pm 2,62$), wobei die jüngste Person 19 Jahre alt und die älteste Person 28 Jahre alt war. Die Größe lag im Durchschnitt bei 174 cm ($\pm 9,8$) und das Gewicht bei 66 kg (± 12). Aus diesen Werten wurde der BMI berechnet, welcher für unsere Studie maximal 24,9 betragen durfte. Der Durchschnitt des BMI lag bei 21,8 ($\pm 1,9$) und das Maximum mit 24,7 war nur knapp unter dem Grenzwert.

Bei allen nachfolgenden Daten konnte die Normalverteilung angenommen werden, da Schiefeite und Kurtosis im Bereich von 2 und -2 lagen und auch der K-S Test auf eine Normalverteilung schließen ließ. Drei Ausnahmen müssen hierbei genannt werden, welche bei der Kurtosis einen zu hohen Wert erhielten: der M. gluteus maximus während der Schwungphase mit dem normalen Schuh (2,2), der M. obliquus internus während der Schwungphase mit dem normalen Schuh (2,46) und die Kadenz beim Barfuß gehen (2,076). Diese Fehler sind aber auf die relativ kleine Probandenanzahl zurück zu führen, da auch der K-S Test auf eine Normalverteilung hinweist. Für die verschiedenen Sohlenkonstruktionen werden zur besseren Veranschaulichung die Abkürzungen X10D, NS (Normalschuh) und BF (Barfuß) verwendet. Die Einheit der nachfolgenden Mittelwerte ist in % MVC angegeben, also der jeweilige Prozentwert einer Muskelkontraktion im Vergleich zur 100% MVC-Messung.

3.1 Ergebnisse während der Standphase:

Folgende Ergebnisse konnten bei der Untersuchung des Unterschieds der Muskelaktivität bei den drei verschiedenen Sohlenkonditionen mittels einfaktorieller ANOVA festgestellt werden. Für den M. gluteus maximus konnte ein signifikantes Ergebnis festgestellt werden ($p = 0,003$). Die paarweisen Vergleiche mit dem Bonferroni - Korrekturverfahren konnten einen signifikanten Unterschied zwischen den Muskelaktivitäten von X10D und NS aufzeigen (X10D : NS $p = 0,013$; X10D : BF $p = 0,069$; NS : BF $p = 1$). Die zugehörigen Mittelwerte (Mw) und Standardabweichungen der Muskelaktivität sind für den X10D Mw = 5,7 ($\pm 0,8$), den NS Mw = 5,2 ($\pm 0,9$) und für BF Mw = 5,3 ($\pm 0,9$). Weiters konnte beim M. obliquus externus ein signifikantes Ergebnis festgestellt werden ($p = 0,007$). Hier konnte der paarweise Vergleich einen Unterschied zwischen den Muskelaktivitäten bei NS und BF feststellen (X10D : NS $p = 0,202$; X10D : BF $p = 0,782$; NS : BF $p = 0,006$). Die Muskelaktivitätswerte waren bei X10D Mw = 5,7 ($\pm 2,7$), bei NS Mw = 5,4 ($\pm 2,4$) und bei BF Mw = 5,8 ($\pm 2,5$). Die Mm. gluteus medius, tensor fasciae latae, obliquus internus,

multifidus, longissimus und iliocostalis konnten keine signifikanten Ergebnisse erreicht werden ($p > 0,05$).

3.2 Ergebnisse während der Schwungphase:

Die Ergebnisse der Schwungphase wurden ebenfalls mit einer einfaktoriellen ANOVA ausgewertet. Hier konnte ein höchst signifikantes Ergebnis beim M. tensor fasciae latae festgestellt werden ($p = 0,000$). Der paarweise Vergleich zeigte signifikante Unterschiede in der Muskelaktivität bei BF im Vergleich mit den anderen Sohlenkonstruktionen auf (X10D : NS $p = 0,053$; X10D : BF $p = 0,003$; NS : BF $p = 0,001$). Die Muskelaktivitäten der jeweiligen Schuhkondition waren beim X10D $Mw = 1,9 (\pm 0,8)$, beim NS $Mw = 1,6 (\pm 0,6)$ und bei BF $Mw = 2,4 (\pm 1,1)$. Beim M. gluteus medius konnte die Sphärizität nicht gewährleistet werden ($p = 0,015$), weshalb die Greenhouse - Geisser Korrektur angewandt wurde und ein signifikantes Ergebnis aufzeigte ($p = 0,02$). Der paarweise Vergleich konnte dann keine signifikanten Ergebnisse aufzeigen (X10D : NS $p = 1,0$; X10D : BF $p = 0,08$; NS : BF $p = 0,062$). Die Mittelwerte der Muskelaktivitäten sind beim X10D $Mw = 2,6 (\pm 1,2)$, beim NS $Mw = 2,5 (\pm 1,2)$ und bei BF $Mw = 3,2 (\pm 1,5)$. Bei den Mm. gluteus maximus, obliquus externus, obliquus internus, multifidus, longissimus und iliocostalis konnten keine signifikanten Ergebnisse gefunden werden ($p > 0,05$).

3.3 Ergebnisse der Gangparameter:

Wie schon bei den Auswertungen der Muskelaktivitäten wurden die Unterschiede der Gangparameter mit einer einfaktoriellen ANOVA ausgewertet. Signifikante Ergebnisse wurden bei der Kadenz ($p = 0,000$), der Ganggeschwindigkeit ($p = 0,000$) und auch der Schrittlänge ($p = 0,000$) gefunden. Bei Kadenz und Geschwindigkeit konnte die Sphärizität angenommen werden, bei der Schrittlänge war diese jedoch nicht gegeben ($p = 0,015$). Der signifikante P-Wert wurde nach der Greenhouse - Geisser Korrektur erreicht. Die paarweisen Vergleiche konnten bei allen drei signifikanten Gangparametern auf eine Signifikanz im Vergleich BF zu den beiden anderen Schuhsohlen aufzeigen. Für eine bessere Übersicht sind die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche in der anschließenden Tabelle (Tab. Xy) aufgezeigt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gangparameter sind für die Kadenz mit dem X10D $Mw = 112,3 (\pm 5,3)$, mit NS $Mw = 112,6 (\pm 4,6)$ und BF $Mw = 116,4 (\pm 5,8)$. Für die Geschwindigkeit sind die Mittelwerte beim X10D $Mw = 4,9 (\pm 0,6)$, beim NS $Mw = 4,8 (\pm 0,5)$ und BF $Mw = 4,7 (\pm 0,5)$. Die Schrittlänge zeigt beim X10D $Mw = 72,3 (\pm 6)$, beim NS $Mw = 71,7 (\pm 5,4)$ und BF $Mw = 67 (\pm 5,3)$. Die Schrittbreite konnte keine signifikanten Ergebnisse vorweisen ($p > 0,05$).

Tabelle 1: P-Werte der paarweisen Vergleiche von Kadenz, Geschwindigkeit und Schrittlänge

	X10D : NS	X10D : BF	NS : BF
Kadenz	1,0	0,000	0,000
Geschwindigkeit	1,0	0,002	0,002
Schrittlänge	0,179	0,000	0,000

4 Diskussion

Die Ergebnisse, die Inhalt des vorigen Kapitels waren, werden nun in weiter Folge analysiert und interpretiert. Hierbei werden Hintergründe erforscht sowie Bezüge zu vergleichbaren Studien hergestellt, um so die klinische Relevanz zu erörtern. Des Weiteren werden die Ergebnisse unter Berücksichtigung gewisser Limitationen betrachtet. Das Ziel der vorliegenden Studie war, herauszufinden, wie sich das Aktivitätsprofil diverser Muskel der unteren Extremität sowie des Rumpfes beim Gehen mit unterschiedlichen Schuhkonditionen verhält. Die Hypothese, die sich daraus ergab, lautete wie folgt: es gibt einen Unterschied der Muskeln GMax, GMed, TFL, LO, IL, MF, OE und OI in Bezug auf ihre Aktivität beim Tragen des X10D im Vergleich zum Referenzschuh und dem Barfußgehen. In weiterer Folge soll herausgefunden werden, ob und inwiefern diese Hypothese bestätigt werden kann.

4.1 Interpretation

Im Rahmen der statistischen Auswertung mittels SPSS konnten signifikante Unterschiede zwischen den Schuhkonditionen gefunden werden und daher die Hypothese angenommen werden. Ein signifikanter Unterschied konnte beim M. gluteus maximus in der Standphase gefunden werden. Bei diesem Hüftmuskel wurde im Vergleich zwischen dem X10D und dem von ProbandInnen im Alltag verwendeten und mitgebrachten normalen Schuh ein höchst signifikanter Unterschied ersichtlich (p Wert 0,003). Dies könnte man durch die Sohlenkonstruktion des X10D erklären. Da der Schuh nur an der Außenkante über einen Sohlenanteil verfügt, würde der Schuhträger aufgrund des ausgesparten Teils an der Innenkante dort dazu neigen, nach innen zu knicken. Um dem erfolgreich entgegenzuwirken, muss der Schuhträger am lateralen Anteil der Sohle abrollen und dafür die Beinachse kontrollieren und stabilisieren (Beckers & Deckers, 1997, S. 19). Dies gilt ebenfalls für den Körperabschnitt Becken mit den dazugehörigen Hüftmuskeln (Suppé u. a., 2013, S. 79). Diese Muskeln, unter anderem der M. gluteus maximus, verhindern beim Tragen dieses Trainingsgeräts mit instabiler Schuhsohle das Absinken des Beckens und reagieren somit auf den instabilen Input mit vermehrter Muskelaktivität. Unterschiedliche Ergebnisse zeigten sich allerdings bei einer Studie von Elkjær u. a. (2011). Sie verglichen die instabile Schuhkonstruktion Reebok EasyTone mit einem handelsüblichen Sportschuh. Die Ergebnisse zeigten beim M. gluteus maximus keinen signifikanten Unterschied in der Muskelaktivität beim direkten Vergleich beider Schuhe. Bei der Interpretation der Ergebnisse vorliegender Studie könnte die Betrachtung weiterer Gangparameter aufschlussreich sein. Analysiert man die Parameter Gehgeschwindigkeit sowie Schrittlänge stellt man fest, dass

bei beiden Parametern ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Schuhvarianten besteht. Des Weiteren zeigt der X10D sowohl im Hinblick auf Geschwindigkeit als auch Schrittlänge die höchsten Werte auf. Da man, verglichen mit dem Barfußgehen, mit Schuhen eine größere Auflagefläche auf der Bodenmessplatte bewirkt, könnte man einen kürzeren Abstand zwischen beiden Füßen beim Gehen mit Schuhen erwarten. Entgegen dieser Erwartung zeigte sich beim Gehen mit dem X10D die größte Schrittlänge und beim Barfußgehen die kleinste. Eine vergrößerte Schrittlänge bewirkt eine vermehrte Flexion im Hüftgelenk. Diese muss wiederum beim Fersenkontakt sowie bei der Gewichtsübernahme des Standbeins durch die extensorische Muskulatur stabilisiert werden. Dazu gehört ebenfalls der M. gluteus maximus (Beckers & Deckers, 1997, S. 57). Ebenso muss sich laut Hesse (2007, S. 18) die Intensität der Muskelaktivierung proportional an dem zu kontrollierenden Drehmoment im Gelenk anpassen. Demnach könnten die größere Schrittlänge und dadurch vermehrte Hüftflexion sowie die erhöhte Gehgeschwindigkeit und die daraus resultierende gesteigerte Kraftentwicklung in Kombination als weiterer Erklärungsansatz für die erhöhte Aktivität des M. gluteus maximus dienen.

Des Weiteren kann festgehalten werden, dass generell bei allen gemessenen Muskeln der Hüfte sowie des Rückens die Werte in der Standbeinphase beim Tragen des X10D am höchsten waren. Außerdem scheiterten einige Muskeln nur knapp an der Signifikanz. Beim M. gluteus maximus konnte in der Standbeinphase neben dem signifikanten Unterschied zwischen dem X10D und dem Normalschuh zusätzlich ein erhöhter Unterschied ($p = 0,069$) zwischen dem X10D und barfuß gefunden werden. Dies unterstreicht, dass bei diesem Muskel generell erhöhte Muskelaktivität während dem Tragen des X10D vorhanden ist. Beim anderen Hüftmuskel, dem M. gluteus medius, verpasste man nur ganz knapp ($p = 0,052$) einen signifikanten Unterschied in der Standbeinphase zu belegen. Das passt wiederum zu den bereits analysierten Ergebnissen des M. gluteus maximus und es ergibt sich somit ein stimmiges Bild in Bezug auf die generell vermehrte Muskelaktivität in der Hüfte beim Tragen des X10D. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Illetschko & Knauder (2017). Beim Vergleich von drei verschiedenen Schuhkonditionen erhielten sie ebenfalls erhöhte Werte des M. gluteus medius beim Tragen des X10D. Die Autoren schlussfolgerten, dass der signifikante Unterschied auf die Sohlenkonstruktion des X10D zurückzuführen sei. Aufgrund des ausgesparten Anteils an der Sohleninnenkante kommt es zu einer Tendenz, mit dem Fuß nach innen abzusinken. Um dem entgegenzuwirken, muss der Fuß aufgerichtet werden, was, so die Autoren, zu einer weiterlaufenden vermehrten Abduktion in der Hüfte führen könnte und somit die erhöhte Aktivität unter Umständen erklärt. Diese Theorie wird von Beckers & Deckers (1997, S. 109) ebenfalls be-

kräftigt, indem auch sie eine Verbindung zwischen Fuß- bzw. Beinachsenfehlstellungen und der Aktivität des M. gluteus medius herstellen. Auch Stanek, McLoda, Csiszer, & Hansen (2011) unterstreichen die Relevanz der Gluteen in Bezug auf Sprunggelenksstabilität. Die Abduktoren und Adduktoren der Hüfte haben demnach beim Gehen einen Einfluss auf die Positionierung des Fußes nach der Schwungphase sowie den initialen Fersenkontakt am Boden. Klinisch betrachtet wird oft im Zusammenhang mit einem Supinationstrauma des Sprunggelenks eine Schwäche der Hüftabduktoren festgestellt. (Branthwaite, Chockalingam, Pandyan, & Khatri, 2013)

In einer Studie von Branthwaite, Chockalingam, Pandyan, & Khatri (2013) kamen die Autoren zu ähnlichen Ergebnissen bezüglich des M. gluteus medius. In dieser Studie ging es, ähnlich wie bei der vorliegenden, darum, herauszufinden, welche Auswirkungen hinsichtlich der Aktivität verschiedener Muskel beim erstmaligen Tragen einer instabilen Schuhkonstruktion registriert werden können. Verglichen wurden die Ergebnisse mit der Muskelaktivität beim Gehen mit einem normalen Schuh. Auch bei dieser Studie stellten die Autoren eine vermehrte Aktivität des M. gluteus medius beim Tragen der instabilen Schuhkonstruktion fest, wenngleich der Unterschied zum Normalschuh auch in diesem Fall nicht signifikant war. Allerdings muss festgehalten werden, dass in besagter Studie der MBT-Schuh analysiert wurde, was den direkten Vergleich zu vorliegender Arbeit erschwert.

Der dritte gemessene Hüftmuskel, M. tensor fasciae latae, komplettierte das Bild der Abduktoren mit ähnlichen Ergebnissen. In diesem Fall konnte man wiederum von den drei verglichenen Schuhkonditionen die höchsten Werte beim Tragen des X10D feststellen, auch wenn sie knapp nicht signifikant waren ($p = 0,075$). Der M. tensor fasciae latae gehört zusammen mit den Gluteen zum Abduktorenfächer, dessen Aufgabe es ist, in der Standbeinphase aktiv das Becken zu stabilisieren und die Beinachse zu kontrollieren. Daher könnte man auch in diesem Fall eine ursächliche Verbindung zur Bauweise des X10D herstellen. Dieser induziert durch seine Sohle ein Ungleichgewicht, das muskulär stabilisiert werden muss. Laut Suppé u. a. (2013, S. 119, 125, 128) müssen sich als Voraussetzung für eine optimale Beinachsenbelastung und somit auch für ein ökonomisches Gangbild das obere Sprunggelenk, das Kniegelenk sowie das Hüftgelenk in einer vertikalen Ebene einordnen lassen. Um diese Rotationssynergie für die Beinachse zu gewährleisten, müssen diverse Muskelgruppen aktiv werden, unter anderem auch die Hüftabduktoren und –außenrotatoren. Die mangelnde rotatorische Verschraubung der Beinachse durch die erforderlichen Muskeln äußert sich oft durch das Absinken der Längswölbung im Fuß, Valgus im Knie oder Absinken des Beckens in der Standbeinphase. Somit

kann gesagt werden, dass der Körperabschnitt Beine als Ganzes betrachtet werden muss und jede funktionelle Einschränkung unabhängig davon auf welcher der drei Ebenen Sprunggelenk, Knie oder Hüfte sie vorliegt, Auswirkungen auf die gesamte funktionelle Beinachse haben kann. Im Umkehrschluss könnte daher argumentiert werden, dass eine durch die Aussparung an der Sohleninnenkante des X10D künstlich geschaffene Tendenz zum Plattfuß sich innerhalb der Kette nach proximal auswirken kann. In diesem Fall kann so die erhöhte Aktivität des M. tensor fasciae latae als Kompensationsmechanismus für die Instabilität weiter distal betrachtet werden.

Eine Tendenz zur Signifikanz wies auch der M. multifidus auf. Beim direkten Vergleich der Muskelaktivität des X10D und des Normalschuhs in der Standbeinphase erhält man einen p-Wert von 0,062. Da der X10D vom Entwickler als Trainingsgerät beschrieben wird, das unter anderem auch die Aufrichtung des Rumpfes fördern soll, könnte dies als Erklärungsansatz für die erhöhte Muskelaktivität dienen. Eine Funktion des M. multifidus ist es, bei beidseitiger Kontraktion eine Extension in dem betreffenden Wirbelsäulenabschnitt zu bewirken (Platzer & Platzer, 2013, S. 74). Die vermehrte Extensionsaktivität und somit Aufrichtung könnte man demnach durch die vom X10D induzierte Instabilität und der dadurch hervorgerufenen Reaktion dieses Muskels begründen. Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse einer ähnlichen Studie, bei der Muskelaktivität verschiedener Muskeln während des Tragens des instabilen Schuhs MBT mit der Aktivität beim Tragen eines Normalschuhs verglichen wurde (Masood, 2011). Unter anderem wurde auch der M. multifidus analysiert, welcher eine verringerte Muskelaktivität beim Tragen des Interventionschuhs MBT aufwies. Masood (2011) begründete dies durch die verringerte Oberkörpervorlage in der frühen Standphase. Da sich der Oberkörper vermehrt in Streckung befindet, wird weniger Aktivität im M. Multifidus benötigt, der als Rückenstrecker agiert. Dieser Effekt ist wahrscheinlich auf die dicke und abgerundete Sohle des MBT-Schuhs zurückzuführen. Da sich die Sohlenkonstruktion erheblich von der Bauweise des X10D unterscheidet, müssen diese Ergebnisse nicht unbedingt als Widerspruch zu den Ergebnissen vorliegender Studie betrachtet werden. Der Vergleich mit einer anderen Studie zeigt eine weitere Korrelation auf. M. Kim, Kim, Kim, Park, & Han (2012) ließen in ihrer Studie Frauen mit drei unterschiedlichen Schuhtypen gehen und analysierten dabei die Aktivität paravertebraler Muskeln. Die drei verwendeten Schuhtypen waren flache Schuhe, High-Heels mit 7 cm Absatzhöhe sowie funktionelle Schuhe, die Körperhaltung trainieren sollen und dem MBT-Schuh nachempfunden sind. Bei den Ergebnissen fiel auf, dass der Schuh, der einen Gehstil wie beim MBT-Schuh bewirken soll, von allen drei Varianten die geringste Muskelaktivität aufwies (Masood (2011)). Wie bereits erwähnt könnte man dies durch die Körperhal-

tung begründen, die durch das besondere Sohlenkonzept bewirkt wird. Die höchste Aktivität im M. multifidus zeigte sich beim Tragen von High-Heels. Hier war der Wert signifikant höher als bei den anderen beiden Schuhen. Im Ansatz kann man Parallelen zur vorliegenden Studie ziehen, da es sich bei High-Heels auch um eine Schuhkonstruktion handelt, die Instabilität induziert. Allerdings muss festgehalten werden, dass die Aussagekraft des Vergleiches mit dem X10D kritisch zu betrachten ist.

Bei den anderen beiden Teilen des M. erector spinae wurden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der verschiedenen Schuhvarianten gefunden. Sowohl der M. longissimus als auch der M. iliocostalis konnten, im Gegensatz zum M. multifidus, keine Annäherung an eine statistische Signifikanz erreichen. Ein möglicher Grund für das unterschiedliche Ergebnis innerhalb der gemessenen Anteile des M. erector spinae kann in der Arbeitsweise der Muskulatur liegen. Grundsätzlich haben die Muskelanteile ähnliche Funktionen, allerdings bewirkt der M. multifidus bei einseitiger Kontraktion zusätzlich eine Rotation zur kontralateralen Seite (Schünke u. a., 2014, S. 150). Hier könnte man eine Verbindung zum Gangparameter Gehgeschwindigkeit herstellen. Diese war beim Tragen des X10D signifikant erhöht. Eine erhöhte Geschwindigkeit kann aufgrund des vermehrten Armpendels zu einer verstärkten Rotation in der Wirbelsäule führen. Deswegen könnte die Rotationsfunktion des M. multifidus vermehrt in Anspruch genommen worden sein. Ansonsten kann festgehalten werden, dass die Ergebnisse in Bezug auf den M. erector spinae teilweise mit anderen vergleichbaren Studien übereinstimmen. Porcari, Greany, Tepper, Edmonson, & Foster (2011) beispielsweise fanden bei ihrem Vergleich unterschiedlicher Schuhkonzepte, darunter beispielsweise der MBT-Schuh, keinen signifikanten Unterschied im Aktivitätsprofil des M. erector spinae. Zu einer anderen Conclusio kamen Lison u. a. (2016). Sie untersuchten die Aktivität verschiedener Rumpfmuskeln beim Gehen mit einer instabilen Schuhkonstruktion, dem Sketchers Shape Up, im Vergleich zum Gehen mit einem Normalschuh, dessen Sohlenbauweise flach war. In diesem Fall konnten signifikante Unterschiede zwischen den beiden Schuhvarianten gefunden werden - einerseits beim M. erector spinae, andererseits beim M. rectus abdominis. Hintergrund dieser Ergebnisse könnte laut den Autoren der Kompensationsmechanismus dieser Muskeln sein, welcher die Aufpralldämpfung beim Fuß-Boden-Kontakt unterstützt. Es kann argumentiert werden, dass die Ko-Kontraktion beider Muskeln antagonistisch wirkt und somit der Rumpf als Ganzes stabilisiert wird. Die Unterschiede zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie ergeben sich unter Umständen aus der Anzahl an getesteten Personen. Bei der Studie von Lison u. a. (2016) waren 48 ProbandInnen und somit

weit mehr als bei der hier präsentierten Studie beteiligt. Dies kann einen Einfluss auf die Ergebnisse sowie deren Aussagekraft haben.

Bei den Bauchmuskeln trat ein höchst signifikanter Unterschied beim M. obliquus externus zwischen dem Normalschuh und dem Barfußgehen auf. Dabei wies das Gehen ohne Schuhe die höchsten Werte auf. Beckers & Deckers (1997, S. 57) schreiben diversen Rumpfmuskeln, unter anderem dem Rückenstrecker sowie der schrägen Bauchmuskulatur, eine wichtige Rolle beim Gehen zu. Die Resultate vorliegender Arbeit differieren teilweise von anderen Studien. Eine vergleichbare Studie von Frampton u. a. (2013), bei der die Aktivität von Rumpfmuskeln wie zum Beispiel dem M. obliquus externus während des Gehens ohne Schuhe, mit einem Normalschuh sowie einem instabilen MBT-Schuh verglichen wurde, registrierte, anders als bei vorliegender Arbeit keinen statistisch signifikanten Unterschied. Bei einer Studie von Stanek u. a. (2011) konnten signifikante Unterschiede gefunden werden, allerdings wurde nicht mit instabilen Schuhkonstruktionen, sondern auf einer Unterlage gegangen, die unangekündigt einen instabilen Input gab. Obwohl Parallelen zwischen beschriebener Testsituation und der vorliegenden Studie in Bezug auf den durch die induzierte Instabilität erzielten Effekt erkennbar sind, ist die Aussagekraft eines potentiellen Vergleiches aufgrund der unterschiedlichen Ausgangssituation stark geschmälert. Des Weiteren widersprechen sich die vorliegenden Ergebnisse mit den Schlüssen, die Waters & Morris (1972) aus ihrer Studie zogen. Sie verglichen die Muskelaktivität beim Gehen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und kamen zum Beispiel beim M. obliquus externus zu der Conclusio, dass eine erhöhte Geschwindigkeit beim Gehen mit einhergehender erhöhter Armpendelbewegung und somit vermehrter Rumpfrotation ein erhöhtes Aktivitätslevel der Rumpfmuskeln bewirkt. Interessanterweise kann dies nicht auf die vorliegende Studie umgelegt werden, da einerseits das Barfußgehen die signifikant höchste Aktivität im M. obliquus externus bewirkte, andererseits die Gehgeschwindigkeit beim Gehen ohne Schuhe am niedrigsten war. Ein Erklärungsansatz für die erhöhte Aktivität beim Gehen ohne Schuhe könnte in einer weiteren Funktion der Rumpfmuskeln während eines Gangzyklus liegen. Hierbei sprechen White & McNair (2002) von einer Aufpralldämpfung durch Rumpfmuskeln wie dem M. obliquus externus, die beim initialen Bodenkontakt des Fußes Bodenreaktionskräfte absorbieren sollen. Dieser Mechanismus könnte erklären, weshalb der M. obliquus externus eine signifikant höhere Aktivität beim Gehen ohne Schuhe, somit ohne zusätzliche externe Dämpfung, verglichen mit dem Gang in Schuhen aufweist. In Anbetracht der widersprüchlichen Ergebnisse, die sich aus dem Vergleich vorliegender Werte mit ähnlichen Studien bezüglich Bauchmuskelaktivität beim Gehen mit instabilen Schuhen ergeben, sei darauf hingewie-

sen, dass es vorerst wenige Forschungsergebnisse gibt, auf die Bezug genommen werden kann. Dies gilt auch für den M. obliquus internus, bei dem im Rahmen der vorliegenden Studie kein signifikanter Unterschied gefunden werden konnte. Buchecker, Stöggel, & Müller (2013) erforschten im Rahmen ihrer Studie unter anderem, wie sich die Aktivität diverser Rumpfmuskeln wie dem M. obliquus internus beim Tragen von instabilen MBT-Schuhen verglichen mit einem normalen Schuh verändert. Allerdings wurde die Muskelaktivität während beidbeinigem Stand und nicht während dem Gehen gemessen. Nichtsdestotrotz konnten auch in diesem Fall keine signifikanten Unterschiede gefunden werden.

Bei der detaillierten Analyse der Gangparameter werden die drei Faktoren Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz, also die Anzahl an Schritten in einem gewissen Zeitraum, betrachtet. Dabei fällt auf, dass sowohl die Geschwindigkeit beim Gehen als auch die Schrittlänge signifikant kleiner sind beim Barfuß Gehen verglichen mit den beiden anderen getragenen Schuhkonditionen X10D und Normalschuh. Hinzu kommt eine signifikant erhöhte Kadenz beim Barfuß Gehen verglichen mit den beiden anderen Schuhen. Ein möglicher Grund für diese Ergebnisse könnte die ungewohnte Situation sein. Heutzutage kommt es in unseren Breiten eher selten vor, dass man ohne Pausen und ohne Richtungsänderungen längere Wegstrecken barfuß zurücklegt. Es wäre daher naheliegend, dass man beim Gehen über eine Gangmessplatte in einer Laborsituation ein eher vorsichtiges Gangbild aufweist. Man könnte also argumentieren, dass aufgrund der grundsätzlich ungewohnten Situation des kontinuierlichen Barfußgehens, verstärkt durch die Laborsituation, die Geschwindigkeit beim Gehen abnimmt, man dementsprechend kleinere Schritte macht und somit die Schrittzahl steigt. Diese Interpretation wird durch eine ähnliche Studie von Majumdar u. a. (2006) bekräftigt. Dabei wurden neun Weg-Zeit-Parameter während dem Gehen mit Militärstiefeln, Badepantoffeln sowie barfuß evaluiert. Die Ergebnisse zeigen beim Vergleich der Militärstiefel mit dem Barfußgehen, dass das Barfußgehen eine signifikant höhere Kadenz sowie signifikant niedrigere Schrittlänge aufwies, obwohl es keinen signifikanten Unterschied bei der Geschwindigkeit gab. Beim Vergleich der Badepantoffel mit dem Barfußgehen gab es in diesen drei Kategorien keinen signifikanten Unterschied. Dies lässt den Schluss zu, dass Badepantoffel aufgrund des mangelnden Halts ein ähnlich ungewohntes Gefühl bewirken wie das Barfußgehen an sich. Deshalb kann argumentiert werden, dass entsprechend den Ergebnissen vorliegender Studie das Gehen mit einem festen Schuhwerk eine signifikant größere Schrittlänge bewirkt und somit die Kadenz, verglichen mit dem Gehen ohne Schuhe, sinkt. Weiters konnten systematische Fehler in dieser Hinsicht ausgeschlossen werden, da die Reihenfolge der getesteten Schuhkonditionen jeweils zu Beginn der Messungen gesondert pro

ProbandIn randomisiert wurde. Außerdem wurde bei jeder Messung darauf geachtet, dass unabhängig von der Schuhkondition der gleiche Ablauf beibehalten wurde. Die ProbandInnen bekamen bei jedem Schuh Eingewöhnungszeit. Erst nachdem sich das Gangbild eingependelt hatte wurde während dem Gehen die Messung gestartet. Der Zeitpunkt des tatsächlichen Starts der Messung wurde den ProbandInnen nicht mitgeteilt. Des Weiteren muss betreffend der Gehgeschwindigkeit gesagt werden, dass nicht wenige Studien, bei denen das Gangbild analysiert wird, eine Geschwindigkeit vorgeben. Auch Hesse (2007, S. 26) empfiehlt die Gehgeschwindigkeit mittels Stoppuhr zu bestimmen. Grund dafür ist, dass ca. 80 % aller Gangparameter von der Geschwindigkeit beim Gehen beeinflusst werden. Allerdings schildert Hesse (2007, S. 18) auch, dass jeder Mensch seine individuellen Gangparameter wie Kadenz und Schrittlänge so bestimmt, dass ein möglichst effizientes Gehen ermöglicht wird. Außerdem hat jeder Mensch eine Gehgeschwindigkeit, bei der der Energieverbrauch pro zurückgelegter Wegstrecke optimal ist. Wird diese Geschwindigkeit unterschritten, verliert man zum Teil die Vorteile der rhythmischen Vorwärtsbewegung. Geht man hingegen sehr schnell, muss die gesteigerte Kraftentwicklung auch vermehrt gebremst werden. Beides erfordert einen erhöhten Energiebedarf und ist somit ineffizient. Bei vorliegender Studie sind während den Messungen keine Vorgaben bei der Geschwindigkeit gemacht worden. Die Überlegung dahinter war es, allen Probandinnen die Möglichkeit zu geben, mit ihrer gewohnten Geschwindigkeit gehen zu können. Somit wurde versucht, nicht ins individuelle Gangmuster einzugreifen und trotz der künstlichen Laborsituation das authentischste Gangbild zu ermöglichen, damit die Aussagekraft der generierten Daten so hoch wie möglich sei.

Bei der Analyse der Ergebnisse in der Schwungphase konnten zum Teil signifikante Unterschiede festgestellt werden. Interessanterweise waren beim M. tensor fasciae latae signifikante Unterschiede beim Barfußgehen verglichen mit den anderen Schuhtypen sowie ein knapp nicht signifikanter Unterschied ($p = 0,053$) zwischen dem X10D und dem Normalschuh. Die höchste Aktivität dieses Muskels konnte beim Gehen ohne Schuhe registriert werden. Man könnte nun argumentieren, dass das ungewohnte Gehen ohne Schuhe ein vorsichtigeres Gangbild verursacht und somit kompensatorisch eine vermehrte Flexion, unter anderem durch den M. tensor fasciae latae, während der Schwungphase entsteht. Gegen diesen Erklärungsansatz spricht unter anderem der biomechanische Aspekt des Bewegungsablaufs während eines Gangzyklus. Der Beginn der Schwungphase ist gemäß Piazza & Delp (1996) gekennzeichnet durch eine Flexion in der Hüfte. Laut Anderson, Goldberg, Pandy, & Delp (2004) beschleunigen mehrere Muskelgruppen, unter anderem die Hüftflexoren, das Kniegelenk während der Schwungphase in Richtung Flexi-

on. Dies ist notwendig, um ein reibungsloses Abheben des Vorfußes zu gewährleisten und einen Kontakt zwischen Zehen und Boden zu verhindern. Berücksichtigt man, dass bei Schuhen noch eine Sohlendicke hinzukommt, die zusätzlich überwunden werden soll, würde man eher eine vermehrte Aktivität der Hüftflexoren wie dem M. tensor fasciae latae erwarten, um den ausreichenden Abstand zwischen Fuß und Boden herzustellen. Weiters sollte man berücksichtigen, dass die Geschwindigkeit beim Gehen ohne Schuhe am geringsten war. Man könnte erwarten, dass bei höherer Gehgeschwindigkeit und somit größerer Schrittlänge auch eine vermehrte Hüftflexion entsteht, um diese Adaptation zu gewährleisten. Da die Aktivität des M. tensor fasciae latae beim Gehen ohne Schuhe am signifikant höchsten ist, kann diese Theorie durch die vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Es gibt unterschiedliche gangrelevante Parameter. Um diese messen zu können und quantifizierbar zu machen, kann man Gebrauch von einer Bodendruckmessplatte machen. Wenn man über die Messplatte geht, können Parameter wie zum Beispiel Geschwindigkeit beim Gehen, Schrittlänge, Kadenz und Druckverteilung aufgenommen werden. Diese Daten werden in weiterer Folge mittels Computerauswertung auf einem Bildschirm visualisiert (Beckers & Deckers, 1997, S. 59, 60). Die Kräfte, die beim Gehen auf einer Bodenmessplatte auf den Untergrund einwirken, nennt man Bodenreaktionskräfte. Diese Kräfte können in vertikaler, sagittaler und mediolateraler Richtung wirken und sind von mehreren Faktoren abhängig, wie zum Beispiel die Geschwindigkeit beim Gehen oder die Schwerpunktverlagerung (Hesse, 2007, S. 22, 23). Natürlich muss beim Gehen mit Schuhen auf der Druckmessplatte berücksichtigt werden, dass der direkte Vergleich mit dem Barfußgehen bei gewissen Daten wie zum Beispiel Druckverteilung nur beschränkt aussagekräftig ist.

Sousa und Tavares (2012) beschreiben die MVC-Messung als stark abhängig von Ermüdung, Schmerzen, Haltung, Durchführung und Motivation. Diese Faktoren sollten in dieser Studie aber bestmöglich vermieden worden sein, da die ProbandInnen im Vorhinein informiert wurden, am Vortag keinen Sport zu machen, und allgemein nur schmerzfreie ProbandInnen teilnehmen durften. Weiters wurde während der MVC-Messung von den Autoren auf eine standardisierte Ausgangsstellung und Durchführung geachtet und auch für entsprechende Motivation mittels Anfeuerungen gesorgt. Weiters erklären Sousa und Tavares (2012), dass eine MVC-Normalisierung bei dynamischen Bewegungen zu Ungenauigkeiten führt. Sie beschreiben, dass bei einer maximalen elektrischen Aktivität im Muskel nicht immer auch eine maximale Kraftgeneration geschieht und umgekehrt. Deshalb ist die MVC-Normalisierung keine Messung der aktuellen Muskelspannung, sondern

nur eine Messung der Muskelaktivität. Daraus resultierend kann eine isometrische Muskelkontraktion, wie sie bei einer MVC-Messung durchgeführt wird, nicht für eine dynamische Studie, bei der sich die Muskellängen immerzu ändern, verwendet werden. Im Gegensatz dazu beschreibt Konrad (2011) die hohe Korrelation von EMG- und Kraft-Parametern, also dass eine Kraftentfaltung des Muskels eine EMG Aktivierung bedingt. Je nach Muskel und Kontraktionsaufgabe kann dieser Zusammenhang aber auch signifikant variieren. Trotz allem ist die MVC-Messung die gängigste Methode zur Amplituden-normalisierung und wurde deshalb auch in dieser Studie verwendet.

Aufgrund einiger knapper Ergebnisse in dieser Studie muss die statistische Auswertung angesprochen werden. Dabei wurde das Korrekturverfahren nach Bonferroni verwendet, welches als sehr konservativ und die Power der ANOVA senkend gilt. Die Idee dabei ist es, bei Mehrfachvergleichen ein falsch positives Ergebnis, also einen Typ 1 -Fehler, zu verhindern. Bei geringer Stichprobenanzahl kann das aber zu einem falsch negativen Ergebnis, also einem Typ 2 -Fehler, führen. Das würde also bedeuten, dass ein Ergebnis nicht als signifikant gewertet wird, jedoch signifikant ist (Ranstam, 2016; Victor, Elsässer, Hommel, & Blettner, 2010). Da diese Studie in Bezug auf Rumpfmuskelaktivität während dem Gehen mit dem X10D eine Pilot-Studie darstellt, möchten die Autoren verhindern einem Typ 2 -Fehler zu unterliegen und deshalb zusätzlich die Ergebnisse ohne Bonferroni-Korrektur darstellen.

Eine einfaktorielle ANOVA wurde für die Mm. gluteus medius, tensor fasciae latae und multifidus während der Standphase mit der Least Significant Difference (LSD) durchgeführt. Alle drei Muskeln waren bei der ANOVA mit Bonferroni-Korrektur nur knapp einer Signifikanz entgangen, konnten aber auch bei der ANOVA mit LSD-Korrektur nicht als signifikant eingestuft werden. Wird aber der paarweise Vergleich beim M. gluteus medius ($p = 0,52$) von X10D und Barfuß betrachtet, wird ein signifikantes Ergebnis erkannt (X10D : BF $p = 0,023$). Bei den Mm. tensor fasciae latae ($p = 0,075$) und multifidus ($p = 0,08$) konnte der paarweise Vergleich von X10D und Normalschuh eine Signifikanz aufzeigen (X10D : NS TFL: $p = 0,011$; MF: $p = 0,021$). Die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen sind in anschließender Tabelle ersichtlich (Tab. Xy). Auffällig ist, dass der Mittelwert des X10D bei jedem Muskel am höchsten ist, was auf eine tendenzielle Signifikanz hindeuten könnte. Vor allem bei den Abduktoren M. gluteus medius und M. tensor fasciae latae könnte es ein Hinweis auf eine, wie schon vorher erwähnte, Erhöhung der Muskelaktivität zur besseren Stabilisierung des Sprunggelenks und der gesamten Bein-achse sein.

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen von den Gmed, TFL & MF

	X10D in % MVC	NS in % MVC	BF in % MVC
M. gluteus medius	7,8 ($\pm$ 2,6)	7,5 ($\pm$ 2,2)	7,3 ($\pm$ 2,2)
M. tensor fasciae latae	3,5 ($\pm$ 2,1)	3,2 ($\pm$ 1,9)	3,3 ($\pm$ 2)
M. multifidus	7,9 ($\pm$ 2,4)	7,5 ($\pm$ 2,5)	7,8 ($\pm$ 2,6)

4.2 Limitationen

Bei der Durchführung und Auswertung vorliegender Studie ergaben sich diverse Limitationen. Diese werden nachfolgend veranschaulicht.

Bei der Lokalisation der am besten für die Elektrodenpositionierung geeigneten Stellen gibt es in vielen Fällen keine einheitlichen Richtlinien. Die Positionierung der Elektroden im Rahmen der Messungen erfolgte hauptsächlich nach den Richtlinien von SENIAM. Es gilt allerdings zu berücksichtigen, dass SENIAM keine Empfehlungen für das Positionieren von Bauchmuskelelektroden abgibt. Demnach mussten andere Quellen herangezogen werden.

Die Unterscheidung der einzelnen Hüftabduktoren gestaltete sich des Öfteren schwierig. Unabhängig von den Richtlinien mussten beim Anbringen der Elektroden anatomische Fachkenntnisse berücksichtigt werden sowie die Durchführung einer palpatorischen sowie visuellen Inspektion stattfinden. Somit bleibt ein gewisser Ermessensspielraum, was zu Abweichungen zwischen den Untersuchern führen kann. Vor allem in der Hüftregion wird das Palpieren durch lokales Fettgewebe erschwert. Hier ist die Wahrscheinlichkeit höher eine suboptimale Platzierung der Elektroden zu erreichen, was wiederum direkten Einfluss auf das EMG-Signal haben kann.

Wie Konrad (2011, S. 24) beschreibt, können Artefakte oder Störsignale die Werte des EMG-Signals verzerren. Diese können zum Beispiel entstehen, wenn die Elektroden schlechten Halt haben oder während der Messung Zug auf das Kabel entsteht. Bei sorgfältiger Hautvorbereitung und richtiger Elektrodenanbringung können die meisten dieser externen Störsignale vermieden werden. Da bei dieser Studie unter anderem drei Hüft-

muskeln analysiert wurden und die Muskelaktivität während des Gehens aufgenommen wurde, fand relativ viel Bewegung in Elektrodennähe statt. Des Weiteren musste man zusätzlich zu den Hüftmuskeln auch beim M. obliquus internus die Unterwäsche berücksichtigen. Diese musste so fixiert werden, dass kein Zug oder Druck auf die Elektroden oder Kabel entstehen konnte. Bedingt durch den geringen Abstand zwischen Elektrode und Unterwäsche können auch hier Artefakte nicht ausgeschlossen werden.

Bei den Messungen zur vorliegenden Studie kam das nicht invasive oberflächliche EMG zum Einsatz. Dementsprechend können mit dieser Methode Aktivität nur von jenen Muskeln analysiert werden, die unter der Haut befindlich sind und nicht von anderen Muskeln überlagert werden. Der M. quadratus lumborum beispielsweise zählt nicht zu den oberflächlichen Muskeln. Beckers & Deckers (1997) erklärt, dass dieser Muskel beim Gehen die Aufgabe innehat, sowohl den Rumpf als auch das Becken zu stabilisieren. Aufgrund seiner Funktionsweise und seiner Relevanz beim Gehen wäre es von Interesse herauszufinden, ob und inwiefern eine instabile Schuhkonstruktion wie der X10D einen Effekt auf die Aktivität des M. quadratus lumborum hat. Aufgrund seiner Lokalisation zählt er jedoch zu den Muskeln, die nicht mit dem oberflächlichen EMG erreicht werden können.

Eine weitere Limitation kam bei der Durchführung der MVC-Messungen auf. Anstatt die Ausgangsstellungen der klassischen Muskelfunktionstests (Hislop & Montgomery, 2007) anzuwenden, mussten diese an die Gegebenheiten angepasst werden. Grund dafür waren die angebrachten Elektroden inklusive Kabel und Sender. Um keine Artefakte zu produzieren und keine EMG-Messgeräte durch Gewichtsbelastung zu beschädigen, war es zum Beispiel nicht möglich, die klassische Ausgangsstellung für die MVC-Messung des M. gluteus maximus beizubehalten. Aufgrund der Elektroden in der Hüftregion konnte der Test nicht in Bauchlage stattfinden, weshalb er im Stand durchgeführt wurde. Contreras, Vigotsky, Schoenfeld, Beardsley & Cronin (2015) verglichen zum Beispiel zwei Ausgangspositionen für die Testung des M. gluteus maximus und konnten aufgrund der erhaltenen EMG-Werte eine Position als effektiver einstufen. Generell kann allerdings festgehalten werden, dass es nicht für alle getesteten Muskeln eine einheitliche Empfehlung für die optimale Ausgangsposition bei der MVC-Messung gibt.

Da der X10D-Schuh als Trainingsgerät für den Alltag gedacht ist, ergibt sich daraus eine weitere Limitation. Bei dieser Studie fanden alle Messungen im Labor während des Gehens über eine Bodendruckmessplatte statt. Dies entspricht keiner realen Alltagssituation, weshalb die Ergebnisse nicht zur Gänze auf das Gehen im Freien, beispielsweise auf Asphalt, umgelegt werden können.

Die Anzahl an ProbandInnen, die an dieser Studie teilgenommen haben, kann auch als Limitation gesehen werden. Vergleicht man ähnliche Studien, die sich mit dem Effekt von instabilen Schuhsohlen auf Muskeln der unteren Extremität und des Rumpfes beschäftigen, manifestiert sich kein allzu großer Unterschied in Bezug auf die Anzahl der teilgenommenen Personen. Nichtsdestotrotz kann argumentiert werden, dass eine größere Zahl an ProbandInnen förderlich wäre, um die Studie repräsentativer zu gestalten und den Ergebnissen mehr Aussagekraft zu verleihen.

4.3 Klinische Relevanz

Klinisch kann gesagt werden, dass der X10D einen positiven Effekt haben kann, sofern er richtig eingesetzt wird. Viele Pathologien entstehen aus Fehlstellungen des Fußes oder durch Beinachsenfehlstellungen. Diese verursachen meist Schmerzen in der unteren Extremität, können aber auch zu Schmerzsymptomen in Rumpf und Wirbelsäule führen. Um diese Fehlstellungen zu vermeiden, ist es notwendig, ein besseres Bewusstsein des Ganges zu entwickeln. Einer der Effekte des X10D ist genau dieser Aspekt, da durch die besondere Sohlenform und die Anweisung, dass genau diese Abrollfläche belastet werden soll, die Aufmerksamkeit beim Gehen auf die Stabilisation des Sprunggelenks und die dazu notwendige Muskulatur gelenkt wird. Die erhöhten und zum Teil auch signifikanten Ergebnisse der Hüftabduktoren beim Tragen des X10D, lassen auf eine verbesserte Beinachse und damit auch ein stabileres Sprunggelenk schließen (Beckers & Deckers, 1997, S. 109). Weiters soll die erhöhte Muskelaktivität in der unteren Extremität auch zu einer verstärkten Aufrichtung des Körpers führen, was die erhöhten Werte des M. multifidus erklären würden. Zusätzlich zur Wahrnehmungsförderung kann der X10D aber auch als sensomotorisches Trainingsgerät eingesetzt werden. Herkömmliche sensomotorische Trainingsgeräte können durch instabile Sohlenkonstruktionen wie den X10D zwar nicht ersetzt werden, jedoch kann der X10D als Unterstützung zu anderen Trainingsgeräten, wie Kreisel oder Airex-Matten gesehen werden (Korsten u. a., 2008). Die Effekte instabiler Sohlenkonstruktionen sind zwar nicht so stark wie die der herkömmlichen Trainingsmethoden, jedoch haben die Schuhe den Vorteil, dass nicht extra Trainingszeit eingerechnet werden muss und man sie jederzeit tragen kann. Außerdem sind beim Training mit instabilen Sohlenkonstruktionen keine weiteren Hilfsmittel nötig. Wichtigster Bestandteil des X10D und allgemein instabiler Sohlenkonstruktionen ist es, Einschulungen und Instruktionen zur Benützung von eingeschultem und qualifiziertem Personal zu bekommen. Diese

Einschulung und das Wissen, den X10D vor allem im Anfangsstadium als Trainingsgerät zu sehen und nur in gewissem Maß zu tragen, sind die wichtigsten Faktoren, um positive Effekte zu erreichen und nicht gegenteilige negative Effekte, wie eine Überpronation oder Verschlechterung der Haltung zu forcieren. Abschließend wollen die Autoren noch darauf aufmerksam machen, dass das Alter der Probandinnen zwischen 19 und 28 Jahren liegt, weshalb diese Ergebnisse nicht auf ältere Personen übertragbar sind. Der X10D kann klinisch vor allem Fuß- und Beinachsenfehlstellungen verhindern, sowie die Körperhaltung verbessern, jedoch ist eine professionelle Einschulung vor der Anwendung unbedingt erforderlich.

5 Zusammenfassung und Ausblick

In diesem letzten Kapitel wird nun versucht, die Grundidee der vorliegenden Bachelorarbeit samt ihrer Ergebnisse sowie der sich daraus ergebenden Relevanz zusammengefasst in ihren Umrissen darzustellen und auf Basis dessen einen Ausblick und Ideen für weitere Studien zu wagen.

5.1 Ausblick

Die vorliegende Studie ist die erste, die sich mit der Analyse der Aktivität unterschiedlicher Rumpfmuskeln während des Tragens des X10D befasst. Eine Vorgängerstudie von Illetschko & Knauder (2017) beschäftigte sich mit dem Aktivitätsprofil unterschiedlicher Muskeln der unteren Extremität, unter anderem des M. gluteus medius. Die Analyse dieses Muskels war auch Inhalt der vorliegenden Arbeit. Hierbei wurden für die zusätzlich gemessenen Hüftabduktoren sowie Bauch- und Rückenmuskeln Pilotdaten erhoben. Die Ergebnisse bei der Rumpfmuskelaktivität waren statistisch nicht signifikant. Da es momentan generell wenige Studien zum Thema Rumpfmuskelaktivität beim Gehen mit einer instabilen Sohlenkonstruktion gibt, ist es schwierig, die Aussagekraft der erhobenen Daten zu bestimmen. Daher empfehlen die Autoren, dieses Thema aufzugreifen und weitere Studien mit Fokus auf die Rumpfmuskelaktivität durchzuführen.

Die Ergebnisse der Hüftmuskelaktivitätsmessung kann im Gegensatz dazu mit bereits vorliegenden Arbeiten über unterschiedliche Versionen instabiler Schuhsohlen verglichen werden. Obwohl diese zum Teil variieren, kann gesagt werden, dass von einigen Autoren, ähnlich wie bei der vorliegenden Studie, eine signifikant erhöhte Aktivität der Hüftmuskeln gefunden wurde. Des Weiteren hat sich im Rahmen der hier präsentierten Studie ein Zusammenhang zwischen Hüftmuskelfunktion und Sprunggelenksstellung sowie Beinachsenkontrolle konstituiert. Diese Annahme wird durch relevante Literatur unterstützt. In weiterer Folge wäre eine Überlegung, in Zukunft im Rahmen ähnlicher Studien gezielt den Fokus auf die Berücksichtigung von beispielsweise Plattfüßen zu legen. Durch spezifische Kriterien bei der Auswahl von ProbandInnen könnte man gezielter den Effekt von instabilen Schuhkonstruktionen auf die Aufrichtung der Fußwölbung herausstellen.

Des Weiteren können andere Muskeln untersucht werden als jene, die Inhalt dieser Bachelorarbeit waren. Es gibt beispielsweise Studien, die eine signifikante Veränderung in der Aktivität des M. rectus abdominis beim Gehen mit instabilen Schuhkonstruktionen nachweisen. Die Untersuchung dieses Muskels in Kombination mit anderen Bauchmuskeln kann von Interesse sein, um eventuelle Synergien bei der Stabilisierung des Rump-

fes während des Gehens mit instabilen Schuhsohlen aufzudecken. Da bei der vorliegenden Studie immer das dominante Bein bestimmt und danach untersucht wurde, könnte es unter Umständen auch interessant sein, einen Seitenvergleich anzustreben. Somit könnte man etwaige Unterschiede zwischen dominanter und nicht dominanter Seite finden.

Ein weiterer Faktor, auf den in Zukunft vermehrt Einfluss genommen werden kann, ist die Geschwindigkeit beim Gehen. Es gibt Grund zur Annahme, dass mit Erhöhung der Geschwindigkeit auch die Muskelaktivität steigt. Bei der vorliegenden Arbeit war die Geschwindigkeit beim Gehen mit dem X10D am höchsten. Es wäre interessant herauszufinden inwiefern sich die Werte beim Gehen mit vorgegebener Geschwindigkeit verändern. Außerdem könnten die Testdurchläufe bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten durchgeführt werden, um zu sehen, ob und inwiefern sich ein Unterschied zwischen den Variationen ergibt. Aus den generierten Werten könnten in weiterer Folge Empfehlungen für den optimalen Gebrauch des Trainingsgeräts X10D abgeleitet werden.

Bei zukünftigen Studien, die sich mit dem X10D und dessen Wirkungsweise beschäftigen, wäre es empfehlenswert, eine größere Anzahl an ProbandInnen zu rekrutieren. Zwar entsprach die vorliegende Studie in dieser Hinsicht im Großen und Ganzen den Gruppengrößen anderer vergleichbarer Studien, jedoch kann eine erhöhte Anzahl an TeilnehmerInnen die Aussagekraft steigern und individuelle Fehler kompensieren.

Abschließend kann festgehalten werden, dass die vorliegende Studie, bei der zum Teil Pilotdaten erhoben wurden, als Grundlage für weitere Studien zu dieser Thematik gesehen werden kann.

5.2 Zusammenfassung

Das Gehen ermöglicht Mobilität. Der Gang zur Schule, zum Arbeitsplatz oder zum nächstgelegenen Transportmittel ist für die meisten Menschen nicht mehr wegzudenken. So selbstverständlich das Gehen zu Fuß auch scheinen mag, so steckt dahinter jedoch ein komplexer Ablauf. Es muss die Arbeitsweise von Muskeln und Gelenken koordiniert werden. Laufend müssen Sinneseindrücke verarbeitet werden, um auf Gegebenheiten wie beispielsweise die Bodenbeschaffenheit zu reagieren. Der beidbeinige und aufgerichtete Gang kann als Balanceakt betrachtet werden. Verschiedenste Pathologien können diese Fähigkeiten beeinträchtigen und das Gangbild stark beeinflussen. Nicht selten sind mangelhafte Muskularbeit und sensomotorische Defizite die Ursache. Dem kann jedoch mit sensomotorischem Training entgegengewirkt werden. Dabei werden zum Beispiel Hindernisparcours durchgeführt, oder es wird mit wackeligen Unterlagen gearbeitet. Diese

Varianten zählen zu den klassischen Methoden des sensomotorischen Trainings. Es wurde allerdings in den letzten Jahren ein neues Konzept entwickelt, dass auf dem Training mit einer instabilen Schuhkonstruktion basiert. Seither haben sich verschiedenste Hersteller mit der Thematik auseinandergesetzt und unterschiedliche Ausführungen präsentiert. Eines dieser Schuhmodelle ist der X10D. Er soll durch seine Bauweise das aktive Gehen verbessern und zur Aufrichtung des Körpers beitragen. Deshalb verglich die vorliegende Studie die Muskelaktivität von drei Hüftmuskeln, drei Rückenmuskeln sowie zwei Bauchmuskeln während des Gehens mit drei unterschiedlichen Schuhkonditionen: X10D, normaler Schuh und barfuß. Dabei konnten statistisch signifikante Unterschiede in der Standphase beim M. gluteus maximus sowie M. obliquus externus und in der Schwungphase beim M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius festgestellt werden. Außerdem scheiterten ein paar Ergebnisse, vor allem die des M. gluteus medius in der Standbeinphase, nur knapp an der Signifikanz. Die erhöhte Aktivität der Hüftabduktoren, vor allem des M. gluteus maximus, lässt sich womöglich auf die Bauweise der X10D-Sohle zurückführen. An der Sohleninnenkante des X10D ist ein Teil ausgespart. Dies induziert Instabilität, die sich wiederum in proximaler Richtung auswirken kann und unter Umständen eine Kompensation durch die Hüftmuskeln bewirkt. Bezogen auf die klinische Relevanz bedeuten diese Ergebnisse eine Verbesserung der Beinachse und somit auch der Sprunggelenksstabilität. Es sei allerdings festgehalten, dass der X10D nicht das klassische Sensomotoriktraining ersetzen, sondern vielmehr ergänzen kann. Es sind demnach weitere Studien nötig, um den Nutzen dieses Trainingsgeräts noch näher zu erforschen.

6 Literaturverzeichnis

- Anderson, F. C., Goldberg, S. R., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2004). Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 731–737. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.018>
- Banzer, W., Pfeifer, K., & Vogt, L. (Hrsg.). (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin: Springer.
- Beckers, D., & Deckers, J. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis*. Berlin: Springer.
- Bertram, A. M., & Laube, W. (2008). *Sensomotorische Koordination: Gleichgewichtstraining auf dem Kreisel* (1. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Branthwaite, H., Chockalingam, N., Pandyan, A., & Khatri, G. (2013). Evaluation of lower limb electromyographic activity when using unstable shoes for the first time: A pilot quasi control trial. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(4), 275–281. <https://doi.org/10.1177/0309364612464812>
- Buchecker, M., Stöggl, T., & Müller, E. (2013). Spine kinematics and trunk muscle activity during bipedal standing using unstable footwear: Unstable footwear and spine biomechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), e194–e201. <https://doi.org/10.1111/sms.12053>
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., & Cronin, J. (2015). A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ*, 3, e1261. <https://doi.org/10.7717/peerj.1261>
- Elkjær, E. F., Kromann, A., Larsen, B., Andresen, E. L., Jensen, M. K., Veng, P. J., & Zee, M. de. (2011). EMG Analysis of Level and Incline Walking in Reebok EasyTone ET Calibrator. In *15th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medi-*

- cal Physics (NBC 2011)* (S. 109–112). Springer, Berlin, Heidelberg. Abgerufen von https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-21683-1_27
- Frampton, H., Potter, S., Smith, N., Hodgson, D., Dixon, J. (John), & Ryan, C. G. (Cormac). (2013). The effect of unstable footwear on trunk muscle EMG and postural sway in healthy adults. *Musculoskeletal Medicine*. Abgerufen von <https://tees.openrepository.com/tees/handle/10149/310883>
- Ghai, S., Driller, M., & Ghai, I. (2017). Effects of joint stabilizers on proprioception and stability: A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 25, 65–75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.05.006>
- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (3., unveränd. Aufl). Stuttgart: Thieme.
- Granacher, U., Roth, R., Muehlbauer, T., Kressig, R., Laser, T., & Steinbrueck, K. (2011). Effects of a new unstable sandal construction on measures of postural control and muscle activity in women. *Swiss Medical Weekly*. <https://doi.org/10.4414/smw.2011.13182>
- Gu, Y., Lu, Y., Mei, Q., Li, J., & Ren, J. (2014). Effects of different unstable sole construction on kinematics and muscle activity of lower limb. *Human Movement Science*, 36, 46–57. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.04.008>
- Hesse, S. (2007). *Lokomotionstherapie: ein praxisorientierter Überblick*. Bad Honnef: Hippocampus-Verl.
- Hislop, H. J., & Montgomery, J. (2007). *Manuelle Muskeltests: Untersuchungstechniken nach Daniels und Worthingham* (8., vollst. überarb. Aufl). München: Urban & Fischer, Elsevier.
- Horsak, B., & Baca, A. (2013). Effects of toning shoes on lower extremity gait biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 28(3), 344–349. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.01.009>

- Illetschko, T., & Knauder, J. (2017). Effekt einer instabilen Sohlenkonstruktion auf die Muskelaktivität der unteren Extremität (Bachelorarbeit).
- Kim, M., Kim, S., Kim, S., Park, J., & Han, D. (2012). Muscle Activations of the Paraspinal Muscles in Different Types of Shoe during Walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(9), 905–907. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.905>
- Kim, M.-K., Kim, Y.-H., & Yoo, K.-T. (2015). Effects of shoe type on lower extremity muscle activity during treadmill walking. Abgerufen von https://www.researchgate.net/publication/288468450_Effects_of_shoe_type_on_lower_extremity_muscle_activity_during_treadmill_walking
- Konrad, P. (2011, Jänner). EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Abgerufen von <https://www.velamed.com/wp-content/uploads/2017/08/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>
- Korsten, K., Mornieux, G., Walter, N., & Gollhofer, A. (2008). Gibt es Alternativen zum sensomotorischen Training? Abgerufen von <http://docplayer.org/248020-Gibt-es-alternativen-zum-sensomotorischen-training.html>
- Kramers-de Quervain, I. A., Stüssi, E., & Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*.
- Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E. (2010). Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait & Posture*, 32(2), 215–219. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.018>
- Lee, H.-J., Chang, W. H., Choi, B.-O., Ryu, G.-H., & Kim, Y.-H. (2017). Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study. *BMC Geriatrics*, 17. <https://doi.org/10.1186/s12877-017-0417-4>
- Lison, J. F., Pèrez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Sànchez-Zuriaga, D., & Salvador-Coloma, P. (2016, August). Effects of unstable shoes on trunk muscle activity and lumbar spine kinematics. Abgerufen von

<http://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2016N04A0440>

- Majumdar, D., Banerjee, P. K., Majumdar, D., Pal, M., Kumar, R., & Selvamurthy, W. (2006). (3) Temporal spatial parameters of gait with barefoot, bathroom slippers and military boots. Abgerufen 4. Februar 2018, von https://www.researchgate.net/publication/6934808_Temporal_spatial_parameters_of_gait_with_barefoot_bathroom_slippers_and_military_boots
- Masood, T. (2011). Unstable shoe construction: influence on gait and posture. *theHealth*, 2(1). Abgerufen von <https://jyx.jyu.fi/dspace/handle/123456789/42367>
- Nigg, B. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1(2), 73–79. <https://doi.org/10.1080/19424280903204036>
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82–88. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.013>
- Nigg, B., Tecante, K. E., Federolf, P., & Landry, S. C. (2010). Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 1047–1052. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.07.010>
- Piazza, S. J., & Delp, S. L. (1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 723–733. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00144-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00144-1)
- Platzer, W., & Platzer, W. (2013). *Bewegungsapparat* (11., überarbeitete Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Porcari, J. P., Greany, J., Tepper, S., Edmonson, B., & Foster, C. (2011). The physiologic and electromyographic responses to walking in regular athletic shoes versus „Fitness Shoes“.

- Qaiser, T., Chisholm, A. E., & Lam, T. (2016). The relationship between lower limb proprioceptive sense and locomotor skill acquisition. *Experimental Brain Research*, 234(11), 3185–3192. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4716-3>
- Ranstam, J. (2016). Multiple P-values and Bonferroni correction. *Osteoarthritis and Cartilage*, 24(5), 763–764. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2016.01.008>
- Schott, N. (Hrsg.). (2010). *Motorische Entwicklung*. Göttingen: Hogrefe.
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2014). *Prometheus - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. (M. Voll & K. Wesker, Hrsg.) (4., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Sousa, A., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. (2013). Influence of wearing an unstable shoe construction on compensatory control of posture. *Human Movement Science*, 32(6), 1353–1364. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.004>
- Stanek, J. M., McLoda, T. A., Csiszer, V. J., & Hansen, A. j. (2011). Hip- and Trunk-Muscle Activation Patterns During Perturbed Gait. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3), 287–295. <https://doi.org/10.1123/jsr.20.3.287>
- Stöggl, T., Haudum, A., Birklbauer, J., Murrer, M., & Müller, E. (2010). Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes. *Clinical Biomechanics*, 25(8), 816–822. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.012>
- Suppé, B., Bongartz, M., & Gödl-Purrer, B. (2013). *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt: [3]: Gehen - Analyse und Intervention*. Heidelberg: SpringerMedizin.
- Swager van Dok, J. (2014). Gut gelaufen - Die Geschichte des X10D-Schuhs; www.x10d.me am 10.07.2017.
- Swager van Dok, J., Baur, H., Cabri, J., & Hirschmüller, A. (2015). Adaption of Plantar Pressure Distribution after wearing X10D Shoes for 8 weeks; www.x10d.me am 10.07.2017.

- Taniguchi, M., Tateuchi, H., Takeoka, T., & Ichihashi, N. (2012). Kinematic and kinetic characteristics of Masai Barefoot Technology footwear. *Gait & Posture*, 35(4), 567–572. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.025>
- Victor, A., Elsässer, A., Hommel, G., & Blettner, M. (2010). Judging a Plethora of p-Values. *Deutsches Arzteblatt International*, 107(4), 50–56. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2009.0050>
- Vieira, E. R., Guerrero, G., Holt, D., Arreaza, M., Veroes, V., & Brunt, D. (2014). Limits of Stability and Adaptation to Wearing Rocker Bottom Shoes. *Foot & Ankle International*, 35(6), 607–611. <https://doi.org/10.1177/1071100714531227>
- Waters, R. L., & Morris, J. M. (1972). Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of Anatomy*, 111(Pt 2), 191–199.
- White, S. G., & McNair, P. J. (2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177–184. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00007-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00007-4)