



universität
wien

DISSERTATION

Titel der Dissertation

„Zum Einfluss instabiler Sohlenkonstruktionen auf
biomechanische Parameter im Stehen und Gehen“

Verfasser

Mag. Brian Horsak, Bakk. rer. nat.

angestrebter akademischer Grad

Doktor der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)

Wien, 2012

Studienkennzahl lt. Studienblatt:	A 091 481
Dissertationsgebiet lt. Studienblatt:	Dr.-Studium der Naturwissenschaft Sportwissenschaft
Betreuerin / Betreuer:	Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca

*Messen was messbar ist,
und messbar machen was nicht messbar ist¹*

¹ Zur Quelle dieses Zitats sei auf das Vorwort verwiesen.

Vorwort

Am Beginn dieser Arbeit möchte ich zu dem eingangs verwendeten Zitat: „*Messen was messbar ist, und messbar machen was nicht messbar ist*“ folgendes bemerken: Der oder die LeserIn wird sich vielleicht wundern, warum ich es verabsäumt habe, den so offensichtlichen Urheber des Zitates, *Galileo Galilei*, als Quelle zu nennen. Das Zitieren ist ja eigentlich ein wichtiger ethischer Grundsatz im wissenschaftlichen Arbeiten. Dieses Zitat ist eines von vielen, das gerne und häufig in naturwissenschaftlichen Arbeiten verwendet wird und sowohl im deutschsprachigen als auch im englischsprachigen Raum oftmals seine Anwendung findet. Mich haben dieses eingangs erwähnte Zitat und auch die Person *Galileo Galilei*, bereits während meines Studiums und während meiner wissenschaftlichen Tätigkeit bis heute, immer wieder aufs Neue gefesselt und mein Interesse sowie meine Hingabe für die Wissenschaft angespornt. Nun wurde ich durch mein Studium am Zentrum für Sportwissenschaft in der Abteilung für Biomechanik/Bewegungswissenschaft und Sportinformatik an der Universität Wien, an welcher ich auch die hier vorliegende Arbeit verfasst habe, zu sorgfältigem Arbeiten „erzogen“. Natürlich ist dies ein Grundsatz im wissenschaftlichen Arbeiten, möchte man doch durch das Betreiben von „Wissenschaft“ zu neuen Erkenntnissen und womöglich Entdeckungen kommen, ohne sich dabei aber mit „fremden Federn zu schmücken“. Sucht man nun schnell und ohne die jeweiligen Quellen zu hinterfragen, im Internet nach Zitaten von *Galileo Galilei*, so stößt man auf eine Vielzahl von Werken und wissenschaftlichen Arbeiten einerseits, welche dieses Zitat verwenden und andererseits auf viele Zitatsammel-Webseiten, welche dieses als ein Zitat von *Galileo Galilei* anführen. Die Bequemlichkeit würde hier nun schnell dazu verleiten, ohne zu hinterfragen, dieses Zitat zu verwenden, tun dies doch so viele andere auch. Kleinert (2009) stellte nun aber fest, dass es keinen Beleg in Galileis Werken dazu gibt und ihm diese Worte, auch wenn sie Galileis Empirismus treffend beschreiben und voraussichtlich im „Denken von Galilei“ liegen, durch eine Verkettung schlecht recherchierter Beiträge quasi in den Mund gelegt wurden. Näheres dazu und zu einem ähnlichen Fall, findet man in Kleinert (2009).

Dennoch, obwohl das Zitat und die Worte, welche mir seit Jahren immer wieder zur Freude an der Wissenschaft verholfen haben, anscheinend nicht direkt von *Galileo Galilei* selbst stammen, habe ich mich eingangs für dieses Zitat entschieden, weil mich der Gedanke, in der Naturwissenschaft Dinge möglichst objektiv messbar zu machen und so diese für den oder die BetrachterIn sichtbar(er) zu machen, um sie weiter analysieren zu können, fasziniert. Genau dies war und ist auch einer der Gründe, warum ich mich in den Bereich der Biomechanik und der Bewegungswissenschaft vertieft habe, um komplexe Bewegungsabläufe durch entsprechende Technik sichtbar und analysierbar zu machen.

Diesem Inhalt widmet sich auch die hier vorliegende Arbeit, zu einem Thema, welches sowohl für WissenschaftlerInnen, TherapeutInnen und KlinikerInnen von Interesse sein könnte, aber auch für diejenigen, welche im Alltag gerne auf die in dieser Arbeit untersuchten instabilen Sohlenkonstruktionen zurückgreifen.

Danksagung

Meinen Dank möchte ich in erster Linie all jenen Personen aussprechen, welche mich beim Verfassen dieser Arbeit unterstützt haben. Insbesondere möchte ich mich bei meinen Eltern, Barbara und Paul Horsak, für ihre ständige Unterstützung während meines gesamten Studiums bedanken. Des Weiteren möchte ich Maria Stelzhammer, Philipp Reifenstein und Peter Stuppig für ihre großartige Unterstützung während der vielen Stunden im Biomechanik Labor der Universität Wien am Zentrum für Sportwissenschaft danken. Ohne ihre Hilfe wäre der enorme Aufwand in der Datenaufzeichnung nicht bewältigbar gewesen. Großen Dank möchte ich natürlich meinem Betreuer, dem Leiter des Instituts für Sportwissenschaften sowie Leiter der Abteilung Biomechanik/Bewegungswissenschaft und Sportinformatik, Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca aussprechen. Erst durch seine fortwährende Unterstützung, sowohl in meinem beruflichen Werdegang als auch während meines Studiums, ist mir das Verfassen dieser Arbeit möglich geworden. Mein Dank gilt natürlich auch meiner Zweitbegutachterin Prof. Dr. phil. habil. Kerstin Witte für ihre hilfreichen Anmerkungen sowie meinen Kollegen Dipl.-Sporting. Dr. Mario Heller, Ing. Dipl. Ing. (FH) Philipp Kornfeind und im Besonderen Ing. Dr. Andreas Kranzl für ihre Unterstützung und ihre hilfreichen Kommentare. Für das Korrekturlesen sowie sehr hilfreiche Anmerkungen, speziell aus physiotherapeutischer Sicht, möchte ich mich bei meinen Kolleginnen Kerstin Lampel, Romana Bichler und Astrid Figl-Hertlein recht herzlich bedanken. Des Weiteren möchte ich meiner Taufpatin Monika Psenner, meiner Kollegin Jutta Möseneder sowie Anna Keltscha für ihre Unterstützung beim Korrekturlesen danken. Zu guter Letzt möchte ich mich bei der Firma MBT und der Firma Reebok für ihre großzügige Bereitstellung von mehreren Paaren von Testschuhen bedanken, sowie beim Land Niederösterreich (Abteilung Wissenschaft und Forschung) und der Arbeiterkammer Niederösterreich (AKNÖ), für ihre finanzielle Unterstützung. Hier sei kurz der Vollständigkeit halber angemerkt, dass die Unterstützung der beiden Firmen MBT und Reebok weder einen Einfluss auf die Studienplanung und Studiendurchführung, noch auf die Interpretation der Daten hatte. Des Weiteren möchte ich der Universität Wien für ihre finanzielle Unterstützung durch ein Förderstipendium danken.

Ein besonderer Dank geht selbstverständlich auch an all jene Personen, welche sich als ProbandInnen für diese Studie zur Verfügung gestellt haben, ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.



Zusammenfassung

Einleitung: In den letzten Jahren fand eine durchaus intensive Bewerbung von instabilen Schuhkonstruktionen als Schuhwerk, welches "förderlich" für die Gesundheit ist, statt. Auch wenn sich bereits einige AutorInnen in ihrer Forschung diesem Thema gewidmet haben, fehlen bis jetzt immer noch reliable Ergebnisse, vor allem in Untersuchungen zu Gelenkmomenten und daraus resultierenden Gelenksbelastungen (vgl. Nigg et al, 2006; Romkes et al., 2006). Das Verständnis über Effekte dieser instabilen Schuhkonzepte, wie der Masai Barfuß Technologie auf Muskelaktivitätsmuster, Gelenksbelastungen und Gelenkskinematik, ist sowohl für Ärzte und Ärztinnen, TherapeutInnen, als auch für Personen, die solche Schuhe tragen, von großer Bedeutung. Reliable experimentelle Ergebnisse sind notwendig, um ein zuverlässiges Verständnis über Wirkungsweise dieser Schuhkonzepte auf biomechanische Vorgänge im Stehen und Gehen zu erhalten. Zudem wurde vor Kurzem ein weiteres instabiles Schuhkonzept von der Firma Reebok, die Easy Tone-Technologie (ET), vorgestellt. Diese Schuhe nutzen zwei Luftpolster im Vorfuß- und Fersenbereich, um Mikro-Instabilität beim Gehen zu erzeugen. Nach den Angaben des Herstellers sollen durch das Tragen dieser Schuhe Muskelaktivitäten erhöht und dadurch ein Trainingsreiz ausgelöst werden.

Diese Arbeit verfolgt zwei Ziele: (1) angesichts der derzeitigen Inkonsistenz in veröffentlichten Ergebnissen über Wirkungsweise des MBT Schuhs, war Ziel dieser Arbeit, weitere Ergebnisse über Muskelaktivitäten, Kinematik und Kinetik beim Gehen zu erheben und zur bestehenden Evidenz in Bezug zu setzen; (2) aufgrund der Tatsache, dass bis jetzt keine publizierten Ergebnisse über die Wirkungsweise der ET Schuhe vorliegen, lag das zweite Ziel dieser Arbeit darin, die unmittelbaren Auswirkungen der Verwendung von ET Schuhe auf kinetische, kinematische Parameter und auf die Muskelaktivitäten während des Gehens zu erheben und zu untersuchen.

Methoden: Insgesamt nahmen 24 ProbandInnen an dieser Studie teil und wurden entweder zu einer ET-Gruppe (Alter: 25 ± 4 Jahre, Körpergröße: 172 ± 11 cm, Körpermasse: 67 ± 11 kg) oder MBT-Gruppe (Alter: 25 ± 6 Jahre, Höhe: 174 ± 7 cm, Masse: 68 ± 10 kg) zugeteilt. Für beide Gruppen bestand das Studienprotokoll aus zwei Testsituationen: Gehen mit normalen Schuhen und mit den Testschuhen (MBT/ET). Die ProbandInnen der MBT Gruppe wurden zudem angewiesen, die MBT Schuhe zwei Wochen vor den Aufnahmen zu tragen, um sich an die Schuhe zu gewöhnen. Eine 3D-Ganganalyse wurde mit einem Motion-Capture-System (VICON), bestehend aus acht Kameras (200Hz), dem VICON Plug-In-Gait-Modell, einer Kraftmessplatte (1000Hz, Kistler) und einem Oberflächen-EMG System mit einer Aufnahmefrequenz von 1000Hz (DELSYS) durchgeführt. Muskelaktivitäten wurden von folgenden Muskeln erhoben: M. gluteus maximus (GM), M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius medialis (GMM), M. vastus medialis (VM) und lateralis (VL), M. tibialis anterior (TA) und M. peroneus longus (PL). Für jede Testsituation wurden jeweils sechs Versuche erfasst und gemittelt. Alle Daten wurden über einen Gangzyklus (GZ) zeitlich auf 100% normiert. Die statistische Auswertung erfolgte durch paarweise Vergleiche der biomechanischen Parameter zwischen beiden Testsituationen. Alle p -Werte wurden aufgrund des Problems des multiplen Testens entsprechend der Benjamini-Hochberg Prozedur korrigiert.

Ergebnisse: In der MBT-Gruppe konnten für Weg-Zeit-Parameter (WZP) folgende Unterschiede festgestellt werden: der Zeitpunkt des Toe-Off (-1,4%, $p = 0,036$) war signifikant reduziert, während die Gehgeschwindigkeit (3%, $p = 0,028$) und die Gangzykluslänge (2%, $p = 0,005$) signifikant anstiegen. Die mittlere Thoraxneigung zeigte keine signifikanten Unterschiede, allerdings zeigte die mittlere Beckenkipfung eine tendenzielle (2,6%, $p = 0,061$) Erhöhung. Zusätzlich konnten weitere signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) in kinematischen Parametern gefunden werden. In Bezug auf die Kinetik zeigte das erste und zweite max. ext. Moment des Kniegelenks (-29,5%, -405,2%, $p = 0,001$, $p = 0,000$) und das max. plant. flex. Moment des Sprunggelenks (-60,4%, $p =$

0,001) eine signifikante Reduzierung. Alle anderen kinetischen Parameter der Sagittalebene zeigten keine Unterschiede. In den Adduktionsmomenten des Kniegelenks konnte eine geringfügige Reduktion festgestellt werden ($p < 0,05$). Die mittleren Muskelaktivitäten zeigten eine signifikante Reduktion des TA (-54,3%, $p = 0,022$) während der Loading Response Phase sowie eine tendenzielle Reduzierung für den PL (-20,7%, $p = 0,067$) während der Pre Swing Phase (PSw). Ein tendenzieller Anstieg der GMM Aktivität (9,3%, $p = 0,054$) in der terminalen Standphase (TSt) und der Aktivität des TA (39,4%, $p = 0,049$) während der PSw Phase konnte zudem auch festgestellt werden.

Für die ET-Gruppe konnte eine leicht erhöhte Gehgeschwindigkeit (3,2%, $p = 0,021$) und Schrittlänge (3,1%, $p = 0,009$) festgestellt werden, während die Schrittdauer eine Reduktion (-1,1%, $p = 0,028$) aufwies. Ein geringer, aber signifikanter Anstieg der Hüftflexion während des initialen Bodenkontakts (3,3%, $p = 0,031$), eine reduzierte maximale Knieflexion (-4,5%, $p = 0,009$) und eine Reduktion des Range of Motion (ROM) im Kniegelenk (-4%, $p = 0,027$), sowie eine Reduktion der Plantarflexion (-21,6%, $p = 0,016$) und des ROM im Sprunggelenk (-16%, $p = 0,009$) der Sagittalebene konnten ebenfalls festgestellt werden. Kinetische Parameter zeigten ein leicht erhöhtes maximales Hüftflexionsmoment (3,6%, $p = 0,013$) und ein erhöhtes maximales Plantarflexionsmoment im Sprunggelenk (13,1%, $p = 0,036$). Die mittlere Muskelaktivierung betreffend, zeigten sich einige Trends in Richtung einer Zunahme vor allem für die späte Standbeinphase im VM und TA (44,9% und 32,8%, $p > 0,05$), während der BF eine Tendenz zur Reduktion der mittleren Aktivität von bis zu 41,7% ($p > 0,05$) in der Standphase zeigte. Der GM zeigte einen moderaten Anstieg von 4,6% ($p > 0,05$) und der PL von 12,4% ($p > 0,05$) beim initialen Bodenkontakt.

Diskussion: Die Ergebnisse für WZP der MBT-Gruppe zeigten sich konträr zu bisher veröffentlichten Daten (vgl. Romkes et al, 2006.). Die Ergebnisse für kinematische und kinetische Daten wiederum unterstützen die bereits publizierten Ergebnisse anderer Studien großteils. Mittlere Muskelaktivitäten zeigten ähnliche Ergebnisse für GMM und TA zu den in der Literatur beschriebenen. Die Daten dieser Studie tragen zu einem weiteren Teil dazu bei, ein zuverlässigeres Verständnis über Wirkungsmechanismen der MBT Schuhe beim Gehen zu erlangen.

Was die ET-Gruppe betrifft, kann vermutlich davon ausgegangen werden, dass diese Studie die Erste ihrer Art war, welche Daten zu unmittelbaren Auswirkungen der ET-Technologie auf die Gangcharakteristiken erhoben hat. Für die ET Schuhe konnten sowohl in kinematischen und kinetischen Parametern Veränderungen festgestellt werden, des Weiteren zeigten sich tendenzielle Unterschiede in den Muskelaktivitäten. Weitere Studien sind notwendig um diese Ergebnisse zu prüfen.

Schlussfolgerung: Schlussfolgernd kann festgehalten werden, dass beide Schuhkonzepte die biomechanischen Abläufe im Gehen großteils positiv beeinflussen. Sowohl für das Konzept der Firma MBT bestehen mögliche positive Ansatzpunkte im Bereich der Prävention, Therapie und eventuell sogar im Bereich der Rehabilitation, als auch für den ET-Schuh zeigte sich ein positiver Wirkungsmechanismus für das Trainieren der Muskulatur der unteren Extremitäten beim Gehen. Festgehalten muss aber auch werden, dass speziell für den MBT Schuh durch eine deutliche Reduktion der Muskelaktivität während der IC Phase dem/der NutzerIn bei hoher und regelmäßiger Tragedauer ein Nachteil durch eine mögliche Abschwächung der prätibialen Muskulatur entstehen kann. Des Weiteren gilt zu beachten, dass durch das Tragen der ET Schuhe vor allem die vertikalen BRK sowie sagittale Momente in Hüft- und Kniegelenk leicht erhöht waren.

Abstract

Introduction: In the last few years, there was a significant increase in promotion of unstable shoe constructions as a footwear, which is “beneficial” for health. Even though some authors have conducted research in the field of instable shoe constructions, there is still a gap in consistent results, especially for joint loadings (e.g. Nigg et al., 2006; Romkes et al., 2006), and there is still a lack of research for the effect on trunk kinematics. The understanding of the impact of instable shoe constructions on muscle activation, joint loadings and joint kinematics is a very important task, as well for clinicians and therapists, and for people using such shoes in their everyday life. Consistent experimental results are necessary to obtain a reliable understanding of the effect of such shoes on gait biomechanics. Further, a relatively new instable sole construction was introduced recently by Reebok, the Easy Tone Technology (ET), which uses two built-in balance pods in the forefoot and heel areas, in order to create micro-instability during each step. The purpose of this study was twofold: (1) given the present inconsistency of prior published results for the MBT shoe, the aim of this study was to obtain further results of biomechanical effects on muscle activation patterns, joint kinematics and loadings and on trunk kinematics during gait with the Masai Barefoot Technology – MBT; (2) since there is a lack of published data concerning the Reebok ET shoes, the second aim of this study was to investigate the immediate effects of using ET footwear on kinetic, kinematic and muscle activation patterns during gait.

Methods: A total of 24 subjects volunteered to participate in this study and were allocated to a ET (age: 25±4years, height: 172±11cm, mass: 67±11kg) or MBT group (age: 25 ± 6years, height: 174 ± 7cm, mass: 68 ± 10kg). The study protocol consisted of two conditions: walking at self-selected walking speed with a pair of regular shoes and with the MBT/ET shoes. 3D gait analyses were performed using a motion capture system (VICON), comprising of eight cameras at 200Hz, the VICON Plug-In-Gait model, one force plate at 1000Hz (KISTLER) and surface EMG at 1000Hz (DELSYS): M. gluteus maximus (GM), M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius medialis (GMM), M. vastus medialis (VM) and lateralis (VL), M. tibialis anterior (TA) and M. peroneus longus (PL). In each condition, six walking trials per subject were captured and averaged. All data were time normalized over one gait cycle (GC). Statistical analyses were performed using paired tests. Because of the multiple testing problem all *p*-values were corrected using the Benjamini-Hochberg procedure.

Results: Concerning the MBT group for time-distance parameters (TDP), foot-off (-1,4%, $p = 0.036$) showed a significant reduction, whereas walking speed (3%, $p = 0.028$) and stride length (2%, $p = 0.005$) increased for the MBT shoe condition. Mean thorax tilt showed no significant differences during GC but pelvis tilt showed a trend towards an increase (2,6%, $p = 0.061$). Further, significant differences ($p \leq 0.05$) in kinematic parameters were found. Concerning kinetics, first and second max. ext. moment of the knee joint (-29,5%, -405,2%, $p = 0.001$, 0.000) and max. plant. flex. moment of the ankle joint (-60,4%, $p = 0.001$) were significantly reduced. All other sagittal plane kinetics showed no differences. For adduction moments in the knee joint moderate reductions were found ($p < 0,05$). Mean muscle activation patterns showed a significant reduction of TA (-54,3%, $p = 0.022$) during LR and for PL a trend towards an decrease (-20,7%, $p = 0.067$) during pre swing (PS). A trend towards an increase of GMM (9,3%, $p = 0.054$) during terminal stance (TS) and of TA (39,4%, $p = 0.049$) during PS for the MBT shoe condition was also found.

For the ET group, walking with ET footwear slightly increased walking speed (3.2%, $p=0.021$) and stride-length (3.1%, $p=0.009$), whereas step time was somewhat reduced (-1.1%, $p=0.028$). Small but significant increase of hip flexion during initial contact (3.3%, $p=0.031$), decreases in maximum knee flexion (-4.5%, $p=0.009$), knee range of motion (-4%, $p=0.027$), ankle plantar-flexion (-21.6%, $p=0.016$) and ankle range of motion (-16%, $p=0.009$) in sagittal plane were found. Kinetics showed slightly increased maximum hip flexion moments (3.6%, $p=0.013$) and maximum ankle plantar-flexion moments (13.1%, $p=0.036$). Mean muscle activation showed some trends towards an increase, especially for

late stance phase of VM and TA (44.9% and 32.8%, $p>0.05$), whereas BF showed trends towards a reduction of up to 41.7% ($p>0.05$) during stance. GM showed a moderate increase of 4.6% ($p>0.05$) and PL of 12.4% ($p>0.05$) during initial contact.

Discussion: Results for TDP of the MBT group showed different results when compared to prior published data (e.g. Romkes et al., 2006). Results for kinematic and kinetic data of other studies using the MBT shoe could be partly supported. Muscle activation patterns showed similar results for GMM and TA. To a certain extent, data in this study can help to get a more reliable understanding of effects imposed by walking with MBT shoes.

Concerning the ET group, according to the author's knowledge, this study was the first investigating immediate effects of the recently proposed ET technology on gait characteristics. The unstable shoe produced some changes in kinematic, kinetic as well as trends in EMG characteristics. Trends, especially for mean muscle activation, suggest that walking with ET shoes can possibly increase muscle activation during late stance phase while slightly increasing external sagittal moments in hip and ankle joints. These results need to be validated through further studies.

Conclusion: In conclusion, it can be stated, that both footwear concepts can have positive effects on biomechanical parameters. The concept of the MBT company can presumably be used in a positive way in the field of prevention, therapy, and possibly even in the field of rehabilitation. Further, also the ET shoe concept showed positive effects for using those shoes as an exercising tool for strengthening lower extremity muscles during every day life. But it has to be outlined that there are also possible shortcomings in using those shoe concepts: for the MBT shoe a significant reduction of muscle activity of the pretibial muscles during the phase of the IC was found. Wearing these shoes extensively could possibly lead to a weakening of the pretibial muscles. In addition, wearing ET shoes seems to influence especially the vertical GRF and sagittal moments of the hip and knee joints negatively.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	15
2	Grundlagen in der Bewegungs- und Ganganalyse	19
2.1	Quantifizierung kinematischer Parameter in der Ganganalyse	19
2.2	Die dreidimensionale (kinematische) Ganganalyse	22
2.3	Die Biomechanik des Stehens	23
2.4	Bestimmung kinetischer Parameter in der Ganganalyse	26
3	Evidenzlage instabiler Sohlenkonstruktionen.....	32
3.1	Therapeutische Aspekte beim Tragen instabiler Sohlenkonstruktionen.....	32
3.2	Biomechanische Aspekte im Stehen und Gehen	36
3.2.1	Einfluss auf die posturale Kontrolle	36
3.2.2	Einfluss auf biomechanische Aspekte des Gehens – untere Extremitäten	37
3.2.3	Einfluss auf biomechanische Aspekte des Gehens – obere Extremitäten	43
3.3	Zusammenfassung der Evidenzlage	45
4	Zielsetzung & Hypothesenbildung.....	46
4.1	Forschungshypothesen für die MBT Testsituation	48
4.2	Forschungshypothesen für die ET Testsituation	49
5	Methoden	50
5.1	TeilnehmerInnen (TN).....	50
5.2	Studiendesign	50
5.3	Stichprobengröße - Fallzahlschätzung	51
5.4	Studienprotokoll	52
5.5	Messeinrichtungen.....	54
5.5.1	Kistler – Mehrkomponenten Kraftmessplatte.....	54
5.5.2	VICON - Positionserfassungssystem	54
5.5.3	Delsys -Elektromyographie	55
5.5.4	Datenaufbereitung, -filterung und -reduktion	56
5.5.5	Fehler der Messkette	59
5.6	Definition der biomechanischen Parameter.....	64
5.6.1	Biomechanische Parameter im Stehen - COP-Schwankung	66
5.6.2	Biomechanische Parameter im Gehen.....	67

5.6.2.1	Weg-Zeit-Parameter	70
5.6.2.2	Bodenreaktionskräfte	70
5.6.2.3	Kinematik Passagier	72
5.6.2.4	Kinematik und Kinetik Lokomotor	72
5.6.2.4.1	Parameter der Sagittalebene	73
5.6.2.4.2	Parameter der Frontalebene	74
5.6.2.5	Muskelaktivitäten – EMG	75
5.7	Statistische Auswertung	77
6	Ergebnisse	81
6.1	Ergebnisse für die MBT Untersuchung	81
6.1.1	COP – Schwankung	82
6.1.2	Weg-Zeit-Parameter	83
6.1.3	Bodenreaktionskräfte	83
6.1.4	Kinematik Passagier	84
6.1.5	Kinematik und Kinetik Lokomotor	85
6.1.5.1	Parameter der Sagittalebene	85
6.1.5.2	Parameter der Frontalebene	86
6.1.6	Muskelaktivitäten	87
6.2	Ergebnisse für die Reebok ET Untersuchung	89
6.2.1	COP – Schwankung	89
6.2.2	Weg-Zeit-Parameter	90
6.2.3	Bodenreaktionskräfte	91
6.2.4	Kinematik Passagier	92
6.2.5	Kinematik und Kinetik Lokomotor	92
6.2.5.1	Parameter der Sagittalebene	92
6.2.5.2	Parameter der Frontalebene	93
6.2.6	Muskelaktivitäten	94
7	Interpretation und Diskussion	96
7.1	Interpretation und Diskussion – Testsituation MBT	97
7.2	Interpretation und Diskussion – Testsituation ET	114
8	Zusammenfassung und Schlussbetrachtung	124
9	Literaturverzeichnis	128

10	Anhang A: Quellcode MatLab Auswertung	136
10.1	*.C3D/*.emg Files - Datenaufbereitung und Auswertung.....	137
10.2	COP Daten (*.CSV Files) Datenaufbereitung und Auswertung	157

1 Einleitung

Gait can be defined as any method of locomotion characterized by periods of loading and unloading of the limbs. While this includes running, hopping, skipping and perhaps even swimming and cycling, walking is the most frequently used gait, providing independence and used for many of the activities of daily life (ADLs). It also facilitates many social activities and is required in many occupations.

(Kirtley, 2006, S. 5)

In den ersten Gehversuchen eines Babys stehen dessen ständige Versuche, sich mit viel Mühe und Einsatz aufzurichten sowie das ständige Probieren den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche zu balancieren, im Vordergrund (Beckers, 1997). Der Zeitpunkt, wann das Gehen schlussendlich erlernt wird, ist von Kind zu Kind unterschiedlich. Nach abgeschlossener Entwicklung jedoch, drückt sich die erlernte Fähigkeit in einem sehr individuellen und persönlichen Gangmuster aus (Götz-Neumann, 2006, S. 6). Nach Arend und Higgins (1976) bilden aber immer dieselben Voraussetzungen und Fähigkeiten die Grundlagen für einen harmonischen Bewegungsablauf beim Gehen. Diese Voraussetzungen ermöglichen es erst, sich sinnvoll und entsprechend physiologisch sowie kraftsparend zu bewegen. Zu diesen Voraussetzungen zählen beispielsweise eine gesunde Energieversorgung, gesunde Gelenke, gesunde biochemische Abläufe und Stoffwechselforgänge, motorische sowie zentralmotorische Vorgänge und vieles mehr. Eine wesentliche Rolle spielen dabei auch die posturale Kontrolle und ein Aufrechterhalten des sogenannten dynamischen Equilibriums. Dabei ist unter posturaler Kontrolle (Haltungskontrolle) die Fähigkeit zu verstehen, Körper und Gliedmaßen in geeigneter Weise sowohl zu stabilisieren als auch für den Transport auszurichten und unter dynamischem Equilibrium, die Fähigkeit, jederzeit das Gleichgewicht halten zu können.

Stabilität und die Fähigkeit diese Stabilität in statischen und dynamischen Situationen aufrecht erhalten zu können sind für Kinder, während sie das Gehen erlernen, von hoher Bedeutung, für AthletInnen eine Voraussetzung um Höchstleistungen im Sport erbringen zu können, sowie für ältere Menschen notwendig, um bis ins hohe Alter mobil zu sein (Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006). Verschiedene Strategien werden verfolgt, um diese Stabilität während des Fortbewegens im Alltag verbessern zu können. Diese reichen von einfachen Kräftigungsübungen für die unteren Extremitäten, über spezielle sensomotorische

Trainingsmethoden, bis hin zu speziellen „stabilisierenden“ Schuhkonstruktionen für Sport und Alltag.

In der Regel sind Schuhe so konstruiert, dass sie beim Gehen und Laufen zur Stabilität beitragen. Laut Jackman und Kandarian (2004) kann es jedoch durch das vermehrte Tragen solcher stabilitätsfördernder Schuhkonstruktionen zu einer Rückbildung und Abschwächung von Muskulatur und biologischen Strukturen kommen. Solche Schuhkonstruktionen unterstützen passiv den Bewegungsapparat und reduzieren dadurch die Aktivität und Belastung der Muskulatur und biologischen Strukturen, welche normalerweise für die Aufrechterhaltung der Stabilität verantwortlich wären.

In der Regel werden die Stabilität in Sprung- und Kniegelenk und das Training der spezifischen Muskulatur, um die Stabilität in diesen Gelenken zu gewährleisten, als zwei voneinander getrennte Aspekte betrachtet. Schuhe und ihre unterschiedlichen Konstruktionsarten werden in den meisten Fällen als eine Unterstützung des Fußlängs- und Fußquergewölbes sowie als eine Unterstützung der Stabilität im unteren und oberen Sprunggelenk genutzt. Dabei zielen die meisten Schuhkonstruktionen darauf ab, das neuromuskuläre System während des Fortbewegens und Stehens vor allem im Stabilisieren der Sprunggelenke zu unterstützen und zu entlasten. Im Gegensatz dazu wird isoliert davon, sensomotorisches Training in unabhängigen Trainingseinheiten durchgeführt, um die stabilisierende Funktionsfähigkeit des neuromuskulären Systems fortlaufend aufrechterhalten bzw. wiederherstellen zu können. Dadurch entsteht eine Art „Paradoxon“ zwischen dem (täglichen) Gebrauch von stabilitäts-förderndem bzw. entlastendem Schuhwerk einerseits und den notwendigen regelmäßigen Belastungsreizen andererseits, welche für den Erhalt der Funktionsfähigkeit von Muskulatur und anderen biologischen Strukturen auf Dauer notwendig wären.

„Schuh-Stabilität“ wird meistens als Stabilität in medio-lateraler Richtung verstanden. Das bedeutet, dass Schuhe primär versuchen das untere Sprunggelenk gegen verstärktes Pronieren und in manchen Fällen gegen verstärktes Supinieren zu unterstützen. Dies wird in der Regel durch den Einsatz unterschiedlich fester Materialien an Schuhinnen- und Schuhaußenseite ermöglicht.

Das Interesse an neuen Schuhkonzepten, wie der „Barfußtechnologie“ oder anderen instabilen Schuhkonzepten, nahm in den letzten Jahren stark zu (vgl. Nigg, Hintzen, et al., 2006; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006). Der Grund für dieses aufkommende Interesse liegt vor allem in der Annahme, dass weniger Unterstützung durch den Schuh oder sogar das Provozieren von Instabilitäten beim Gehen bzw. Stehen die Muskulatur und biologische

Strukturen stimuliert und nachhaltig kräftigt. Dadurch sollen sich positive Effekte für therapeutische Anwendungen sowie zur Reduzierung von muskuloskeletalen Verletzungen ergeben (Nigg, Hintzen, et al., 2006).

Das Ziel dieser Arbeit liegt daher darin, diese möglichen Effekte beim Tragen solcher Schuhkonzepte auf biomechanische Parameter des Stehens und Gehens zu evaluieren und zu quantifizieren. In weiterer Folge werden die gewonnenen Ergebnisse und Erkenntnisse zur aktuellen Studienlage in Bezug gesetzt. Dies soll einerseits dabei helfen, zu einem besseren Verständnis (aus biomechanischer aber auch aus medizinisch/therapeutischer Sicht) dieser Schuhkonzepte beizutragen und andererseits soll dadurch besser abgeschätzt werden können, ob und wie diese Konzepte sinnvoll im täglichen Leben aber auch in der Therapie und eventuell sogar im Bereich der Rehabilitation eingesetzt werden können. Dabei stützt sich diese Arbeit vor allem auf zwei mittlerweile sehr bekannte Schuhkonzepte:

Die Masai Barfuss Technologie (MBT): Sie ist wahrscheinlich eine der bekanntesten „instabilen“ Schuhkonzepte (vgl. Abbildung 1). Die Schuhe von MBT sind so konstruiert, dass sie durch eine abgerundete Sohle in anterior-posterior Richtung und einem sehr weichen, dämpfenden Material (dem „Sensor“) im Fersenbereich, eine Instabilität in anterior-posterior und medio-lateraler Richtung bewirken.



Abbildung 1 Die abgerundete Sohle des MBT Schuhs besteht aus insgesamt vier Hauptkomponenten: 1: die Brandsohle besteht aus fusionsgespritztem, doppeltdichtem TPU (Thermoplastisches Polyurethan); 2: die Mittelsohle besteht aus PU (Polyurethan). Durch den sogenannten Balancierbereich (B) in der Mitte kommt es beim Gehen zu der typischen Abrollbewegung in anterior-posterior Richtung; 3: Der sogenannte Sensor besteht aus weichem PU-Material und gibt bei Fersenkontakt mit dem Boden vor allem auch in medio-lateraler Richtung nach; 4: Die Aussensohle besteht aus einer abriebfesten und haltbaren Gummiverbindung.

Die Reebok Easy Tone Technology: Das Konzept wurde erst vor kurzem von Reebok vorgestellt (vgl. Abbildung 2). Die Schuhe besitzen, getrennt für Vorfuß und Ferse, jeweils einen mit Luft gefüllten Polster. Diese Polster sollen beim Stehen und Gehen Instabilität vor allem in medio-lateraler Richtung provozieren und so die Muskulatur verstärkt stimulieren. Betrachtet man in Abbildung 2 den Aufbau des Schuhs, so fällt zudem auf, dass durch die beiden integrierten Luftpolster nur wenig bis kein Platz für Dämpfungselemente im Fersen- und Vorfußbereich vorhanden ist. Auf diese wurde anscheinend wegen der Luftpolster verzichtet.



Abbildung 2 Der Reebok Easy Tone Schuh ist von der Grundstruktur ähnlich wie ein normaler Sportschuh aufgebaut. Die Instabilität beim Tragen dieser Schuhe soll vorwiegend durch die im Fersen- (1) und Vorfußbereich (2) integrierten Luftpolster entstehen (blau). Die beiden Luftpolster sind bei diesem Modell durch einen kleinen Kanal (3) miteinander verbunden, sodass die beim Auftreten verdrängte Luft teilweise zwischen den beiden Kammern zirkulieren kann.

2 Grundlagen der Bewegungs- und Ganganalyse

„Bei der quantitativen Analyse einer Bewegung wird in der Regel so vorgegangen, dass zunächst der Raumweg des betrachteten Körpers beschrieben wird (kinematischer Aspekt) (...). Hat man die Bewegung beschrieben, erfolgt die Analyse der Ursache dieser Bewegung (kinetischer Aspekt).“

(Schewe, 2000, S. 21)

Der Begriff Ganganalyse, im englischsprachigen Raum als *gait analysis* bezeichnet, kann laut Kirtley (2006) für unterschiedliche Personen ganz unterschiedliche Dinge bedeuten. Die Einen verstehen darunter das Prinzip der beobachtenden Ganganalyse, daher die Beurteilung des Gangbildes durch reine Beobachtung und visuelle Inspektion, andere wiederum verstehen darunter die Quantifizierung des Gangs durch technisch sehr aufwendige Methoden. Aufgrund der unterschiedlichsten Anforderungen in den verschiedenen medizinischen Bereichen, wie Physiotherapie, Sportwissenschaft, Prothetik oder auch im Bereich der Behandlung von Zerebralpareesen, konnte sich bisher keine einheitliche Methodik in der Ganganalyse etablieren. Dies ist aufgrund der sehr unterschiedlichen Herangehensweisen und Anforderungen auch fast unmöglich. Für den Bereich der Zerebralpareesen hat vor allem die Arbeit von Perry, Sutherland und Gage maßgeblich (vgl. Sutherland, 2002, 2001, 2005; Perry, 2010) zu einer Standardterminologie und Vorgehensweise beigetragen.

Um den Begriff (instrumentierte) Ganganalyse sowie dessen Methodik besser verstehen zu können, liegt das Ziel des Kapitels 2 darin, ein grundlegendes Verständnis im Bereich der Bewegungsanalyse allgemein und der Ganganalyse im Speziellen zu vermitteln. Die folgenden Kapitel geben daher einen kurzen Überblick über Verfahren der zwei- und dreidimensionalen Bewegungsanalyse sowie einen grundlegenden Einblick in Methoden zur Bestimmung von kinetischen Größen (Gelenkmomenten) in der instrumentierten Ganganalyse.

2.1 Quantifizierung kinematischer Parameter in der Ganganalyse

In der Ganganalyse kann der Begriff Kinematik grundsätzlich als eine reine Beschreibung des Gangbildes über Winkel, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen von Körpersegmenten und Gelenken verstanden werden. Dies erschließt sich auch aus der Definition der Kinematik:

„Die Kinematik ist ein Teilgebiet der Mechanik, das sich mit dem räumlich-zeitlichen Ablauf von Bewegungen beschäftigt. Bei der Kinematik werden die mechanischen Größen Länge, Winkel, Zeit, Geschwindigkeit (bzw. Winkelgeschwindigkeit) und Beschleunigung (bzw. Winkelbeschleunigung) bestimmt“ (Banzer, Pfeiffer, & Vogt, 2003, S. 122).

Für die Erfassung von kinematischen Parametern haben sich in den letzten Jahren eine Vielzahl von Messinstrumenten und Techniken etabliert. Diese werden laut Banzer et al. (2003, S. 123) als kinemetrische Messverfahren bezeichnet. Sie reichen von technisch relativ simplen mechanischen und elektrischen Goniometern, zur Bestimmung von Gelenkwinkel sowie deren Ableitungen, bis hin zu technisch aufwendigeren Systemen zur Erfassung von Körpersegmentbewegungen. Die meisten dieser Systeme beruhen auf einer der folgenden technischen Prinzipien: (1) Ultraschall bzw. elektromagnetische Trackingverfahren, (2) Beschleunigungssensoren bzw. auf (3) optische Trackingverfahren (infrarot oder videobasiert). Gerade der Bereich der optischen Trackingverfahren (insbesondere im dreidimensionalen Bereich) hat sich in den letzten Jahren als eine Art Standard in der instrumentierten klinischen Ganganalyse etabliert.

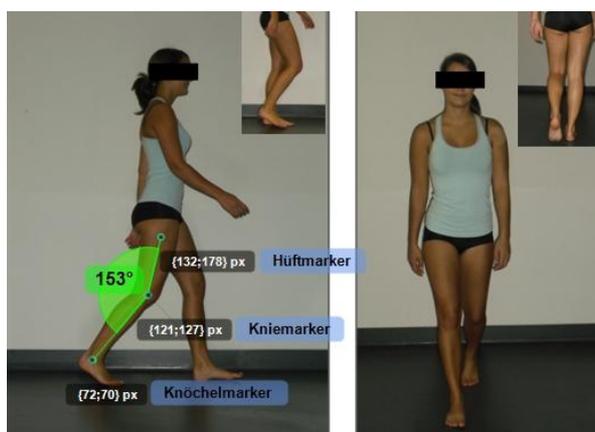


Abbildung 3 Gangbeurteilung von der Seite (Sagittalebene) und von vorne (Frontalebene) sowie Bestimmung des Kniegelenkwinkels über Hüft- (trochanter major), Knie- und Knöchelmarker sowie deren xy-Koordinaten in Pixelwerten (px).

Um das Funktionsprinzip dieser Verfahren besser verstehen zu können, ist in erster Linie ein Verständnis über die grundlegende zweidimensionale kinematische Ganganalyse (in Sagittalebene, mit einer Kamera) notwendig (siehe als Beispiel Abbildung 3). Bei diesem Verfahren werden anatomisch wichtige Kennpunkte (wie zum Beispiel Gelenkszentren) mittels reflektierender Markerkugeln auf der Hautoberfläche markiert. Anschließend wird die Person von der Seite beim Gehen gefilmt und die xy-Koordinaten der Markerpunkte

extrahiert. Aus diesen Markerkoordinaten können mit Hilfe einfacher Trigonometrie² (Gl. 1) Segmentwinkel berechnet werden (siehe Abbildung 4), wobei *d* für distal und *p* für proximal (aus Sicht des zu betrachtenden Gelenks) sowie *x* und *y* jeweils für die *xy*-Koordinaten stehen:

Gl. 1
$$\tan \theta = \frac{y_d - y_p}{x_d - x_p}$$

Gl. 2
$$\theta_{\text{Gelenk}} = \theta_{\text{proximales Segment}} - \theta_{\text{distales Segment}}$$

Laut Kirtley (2006, S. 46) werden Segmentwinkel in der Regel immer gegen den Uhrzeigersinn, beginnend von jeweils der rechten Seite der Horizontalen berechnet. Nach Berechnung des eingeschlossenen Segmentwinkels durch Gl. 2 ist oftmals eine Überführung in die klinische Konvention durch Subtraktion von beispielsweise 90°, 180° oder 360° (Knie- bzw. Sprunggelenk) notwendig, da im klinischen Bereich oft von einer Neutral-Null-Stellung und nicht von dem eingeschlossenen Winkel zwischen den beiden Segmentvektoren gesprochen wird.

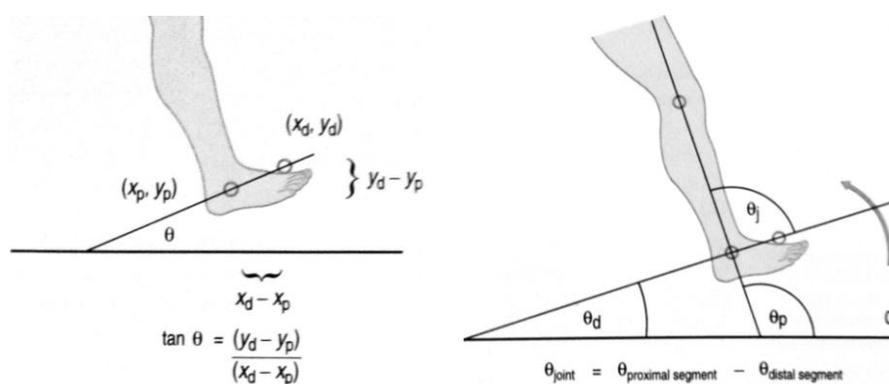


Abbildung 4 Vorgehensweise in der Berechnung eines Gelenkwinkel aus den Segmentenwinkeln zweier angrenzender Körpersegmenten (Kirtley, 2006, S. 46).

Trotz der einfachen und gleichzeitig kostengünstigen Anwendbarkeit von 2D Gang- und Bewegungsanalysen, hat sich diese aufgrund mangelnder Genauigkeit nicht durchgesetzt. Diese Ungenauigkeit wird grundsätzlich durch zwei Fehler bedingt: (1) Fehler hervorgerufen

² Laut Kirtley (2006, p. 46) muss hier allerdings angemerkt werden, dass die Berechnung mit der „normalen“ Tangensfunktion nur bei Winkel < 90° möglich sind. Für die Praxis empfiehlt sich daher die Verwendung der gängigen Funktion *arctan2*.

durch die Linsenverzerrung der Kamera (perspektivischer Fehler) und Fehler, welche durch (2) das Hinausbewegen des Untersuchungsobjekts aus der kalibrierten Ebene entstehen (projektionsbedingter Fehler). Daher haben sich bis dato für die Gang- und Bewegungsanalyse die bereits zuvor erwähnten 3D Analysesysteme als Standard etabliert.

2.2 Die dreidimensionale (kinematische) Ganganalyse

Die dreidimensionale Gang- bzw. Bewegungsanalyse bietet im Vergleich zur nachträglichen Videobildvermessung, wie im vorigen Kapitel gezeigt, die Möglichkeit zur On-line-Koordinatenbestimmung im dreidimensionalen Raum. Laut Banzer et al. (2003, S. 137) sind diese Systeme dadurch charakterisiert, dass reflektierende Körperoberflächenmarker (sog. passive Marker) stroboskopartig durch Infrarotlichtquellen angestrahlt werden. Dies hat eine Steigerung des Kontrasts zur Folge sowie trägt dazu bei, dass die einzelnen Marker im Bild mit wesentlich höherer Sicherheit detektiert werden können. Analog zur bildbasierten Ermittlung der Markerkoordinaten liefert jede der verwendeten Kameras die ermittelten 2D Koordinaten der beobachteten Marker. In der Regel bestehen diese Systeme aus sechs bis acht solcher Schwarz-Weiß-Kameras. Um aus all den redundanten Informationen der xy Koordinaten der beobachteten Marker dreidimensionale Koordinaten berechnen zu können, sind spezielle Methoden, wie die Direkte Lineare Transformation (DLT), notwendig. Diese Methoden erlauben es, die Bildkoordinaten der Marker aus einem zuvor kalibriertem Raum in dreidimensionale Koordinaten zu überführen. Dazu muss jeder Marker allerdings zu einem Zeitpunkt von mindestens zwei Kameras gesehen werden.

Laut Whittle (1996) liegt das Ziel jeder Ganganalyse in der Quantifizierung der Bewegung der einzelnen Körpersegmente. Hierfür sind in der 2D Ganganalyse pro Segment lediglich zwei Marker notwendig. Im dreidimensionalen Raum werden hier mindestens drei Marker benötigt. Um aus den einzelnen Trajektorien der Oberflächenmarker kinematische Segmentparameter berechnen zu können, sind sogenannte biomechanische Modelle notwendig. Mit deren Hilfe ist es möglich aus den Trajektorien eines spezifischen Marker Setups, Gelenkszentren sowie Körpersegmente zu bestimmen und dementsprechend auch deren kinematische Parameter. Fast alle kommerziell verfügbaren Systeme für die (klinische) Gang- und Bewegungsanalyse verwenden laut Baker (2006) eine Variation des sogenannten *Conventional Gait Models* (Baker & Rodda, 2003), welches laut Baker und Rodda auch unter dem Namen Newington, Gabe, Davis (1991), Helen Hayes, Kadaba (1989a; 1990) oder aber VICON Clinical Manager referenziert wird (vgl. Abbildung 5).



Abbildung 5 LINKS: Das Markerset des "modified Helen Hayes model". Dieses nutzt für jedes Körpersegment drei Marker; RECHTS: das Cleveland Clinical Markerset, welches Marker-Cluster für das Oberschenkel- und Unterschenkelsegment verwendet (Kirtley, 2006, S. 55;59).

Mit Hilfe dieser Modelle können aus den Trajektorien der einzelnen Marker Segmente definiert und Gelenkszentren berechnet werden sowie daraus kinematische Parameter der einzelnen Segmente in allen drei Raumebenen (xyz) bestimmt werden. Abbildung 6 zeigt exemplarisch Daten einer Ganganalyse mittels des Cleveland Clinical Models. Zu sehen sind Daten der Sagittal- (Extension-Flexion), Frontal- (Abduktion-Adduktion) und Transversalebene (Innenrotation-Außenrotation) für das Becken, Hüft-, Knie- und Sprunggelenk.

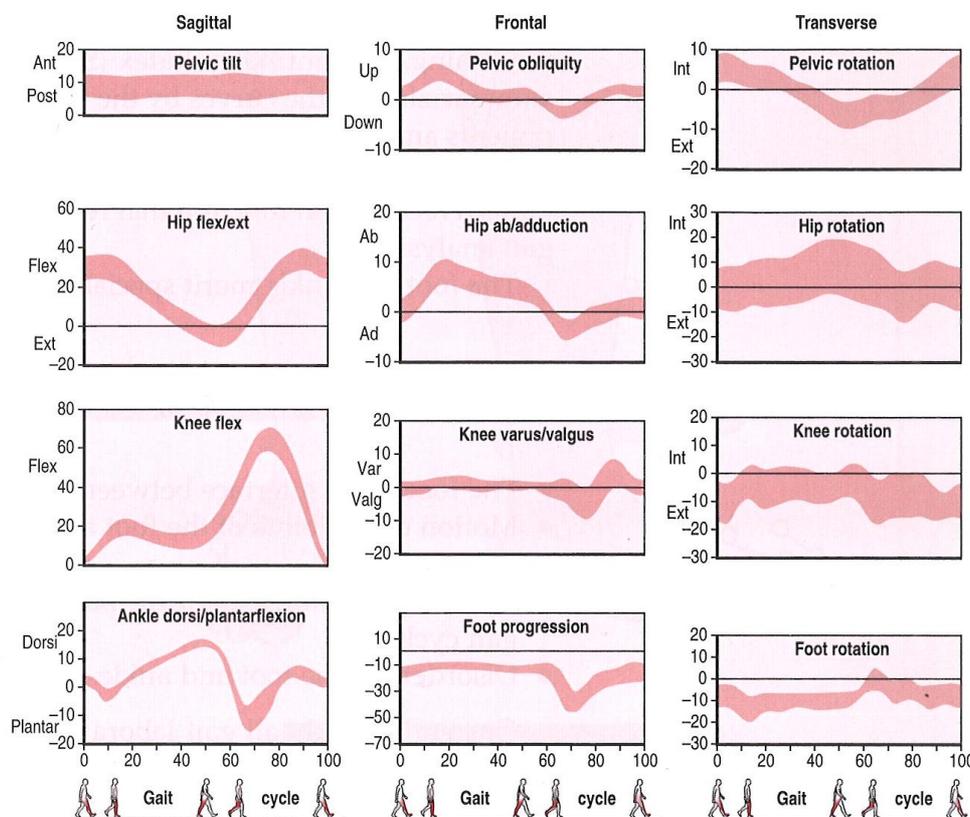


Abbildung 6 3D Normdaten für kinematische Parameter der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene. Die Daten wurden mit dem Cleveland Clinical Model erfasst. Die roten Bereiche zeigen die Schwankungsbreite einer Normstichprobe mit Standardabweichung von ± 1 SD (Kirtley, 2006, S. 61).

2.3 Die Biomechanik des Stehens

Da in dieser Arbeit sowohl der Einfluss instabiler Sohlenkonstruktionen auf biomechanische Parameter im Stehen und Gehen untersucht wird und zudem das Verständnis über die Biomechanik des Stehens essentiell für das Verstehen der biomechanischen Abläufe im Gehen ist, soll dieses Kapitel einen kurzen Einblick in die Biomechanik des Stehens geben.

Steht eine Person still am Boden, wirkt auf diese Person vom Boden ausgehend eine Kraft, welche der Gewichtskraft genau entgegengerichtet, aber gleich groß ist. Dies ist eine Konsequenz von Newtons drittem Axiom (In: Rebhan, 2006, S. 20):

„Lex tertia. Die Wirkung ist stets der Gegenwirkung gleich, oder die Wirkungen zweier Körper aufeinander sind stets gleich und von entgegengesetzter Richtung“

Nach Kirtley (2006, S. 73) ist diese Kraft, auch Bodenreaktionskraft genannt (BRK) das Mittel der gesamten Kraft, welche unterhalb der Fußsohlen (= Unterstützungsfläche) wirkt. Diese Kraft verteilt sich über die gesamte Unterstützungsfläche, woraus sich die sogenannte Druckverteilung (Kraft pro Fläche) ergibt. Das mathematisch errechnete Zentrum dieser Druckverteilung (Center of Pressure, COP) ist gleichzeitig der Punkt, an welchem die Reaktionskraft (die Summe der xyz Komponenten der BRK) angreift. Die BRK wird in der Ganganalyse meist mit einer Kraftmessplatte erfasst (siehe Abbildung 7), welche normalerweise eben in den Boden des Labors eingelassen wird. Unter einer Deckplatte befinden sich Messaufnehmer sowie Elemente für die Datenvorverarbeitung (Verstärker, A/D Umsetzer, etc.). Mithilfe dieser Messaufnehmer können die Komponenten der Reaktionskraft in xyz Richtung sowie Drehmomente um die drei Raumachsen bestimmt werden (Abbildung 7).

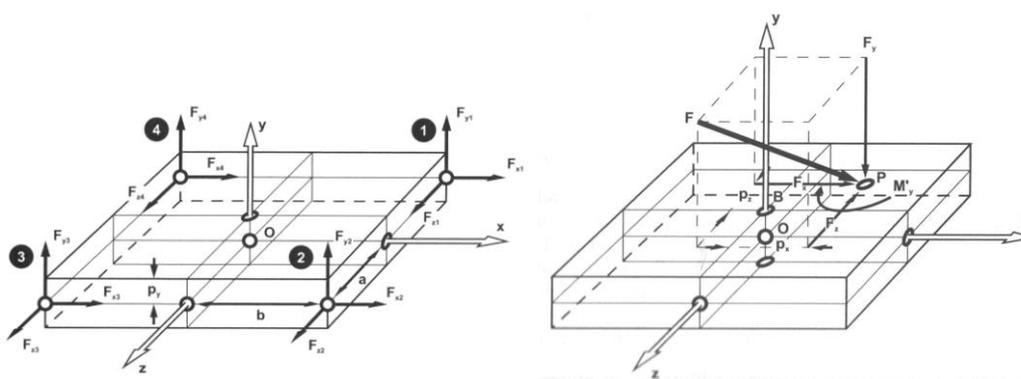


Abbildung 7 Schematische Darstellung einer Kraftmessplatte mit vier Messaufnehmern in den Ecken, welche zur Erfassung der Kräfte in xyz Richtung verwendet werden (Nigg & Herzog, 2007, S. 325).

Während des normalen ruhigen Stehens liegt der COP normalerweise ca. 5 cm vor dem Sprunggelenk (unter dem os naviculare). Wann immer eine Kraft in einer Distanz zu einem Gelenk wirkt, bewirkt diese Kraft, sofern keine entgegengesetzte Kraft durch z.B. eine Muskelkontraktion wirkt, eine Rotation des Gelenks in Richtung der aufgebrachtten Kraft. Dieser Effekt wird als Drehmoment bezeichnet. Beim normalen Stehen, während sich der COP ca. 5 cm vor dem os naviculare befindet, würde daher ein Drehmoment im Sprunggelenk eine Dorsalextension bewirken. Da aber im ruhigen Stand fast keine Bewegung durchgeführt wird, muss eine gleichgroße, entgegengesetzte Kraft wirken (Lex tertia). Dieses entgegengerichtete Moment wird durch Aktivierung der Plantarflexoren im Sprunggelenk erzeugt und über die Achillessehne an das Fußsegment übertragen und kann wie folgt berechnet werden (Gl. 3), wobei m = Körpermasse, g = Erdbeschleunigung ($9,81 \text{ m/s}^2$), d = Hebelarm der BRK (in diesem Beispiel 5 cm) sind.

Gl. 3 *ext. Sprunggelenksmoment (im Beidbeinstand)* = $BRK \times \text{Hebelarm der BRK}$
ext. Sprunggelenksmoment (im Beidbeinstand) = $mg \times d$

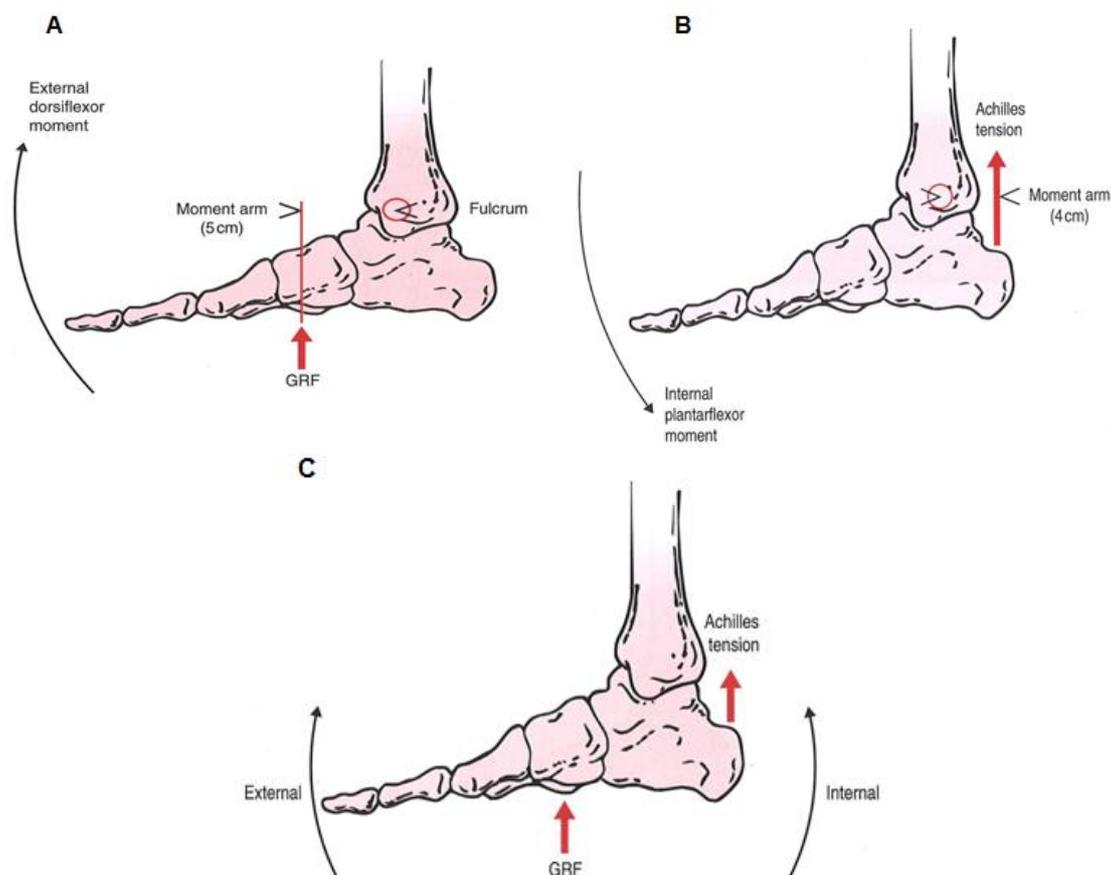


Abbildung 8 Die BRK greift normalerweise ca. 5 cm vor dem Sprunggelenk an (unter dem os naviculare) und bewirkt dadurch ein externes Dorsalextensionsmoment (A). Im Stehen wirkt diesem Moment durch Aktivierung der Plantarflexoren über die Achillessehne ein ca. gleich großes Plantarflexionsmoment entgegen (B) und erzeugt dadurch eine Kräftegleichgewicht (C) (Kirtley, 2006, S. 75–77).

Im Falle des bipedalen Stands und der Annahme, dass die Druckverteilung gleichmäßig über die Unterstützungsfläche der beiden Fußsohlen gegeben ist, muss das errechnete Moment (*ext. Sprunggelenksmoment*) durch zwei dividiert werden, um die tatsächlich auf die Sprunggelenke wirkenden Momente zu erhalten (links und rechts).

Die Kontrolle des Stehens übernehmen daher größtenteils die Plantarflexoren im Sprunggelenk, vorausgesetzt der COP befindet sich vor dem Sprunggelenk. Befindet sich der COP hinter dem Sprunggelenk (wenn man durch einen Stoss oder dem Wind aus dem Gleichgewicht gebracht wurde), wird ein externes Plantarflexionsmoment ausgelöst, welchem durch Aktivierung der Plantarflexoren nicht entgegengewirkt werden kann. In diesem Fall ist ein internes Dorsalextensionsmoment notwendig. Dieses kann durch Aktivierung der prätibialen Muskulatur (Dorsalextensoren, z.B. M. tibialis anterior) bzw. bei gestreckten Beinen mit Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur erzeugt werden. Das Wechselspiel zwischen diesen Kräften resultiert in einer minimalen Oszillation des COP im bipedalen Stand in anterior-posterior sowie medio-lateralen Richtung.

Dieselben Prinzipien können auch für das Knie- und Hüftgelenk angewendet werden. Auch hier müssen den externen Momenten, hervorgerufen durch die BRK und den Abstand des COP vom Gelenkszentrum, interne Momente durch Muskelaktivierung entgegengebracht werden. Da laut Kirtly (2006, S. 80) im Stehen allerdings die BRK die Gelenkszentren des Knie- und Hüftgelenks sehr nahe passieren, sind die dementsprechenden externen Momente während des aufrechten Stands verhältnismäßig gering.

2.4 Bestimmung kinetischer Parameter in der Ganganalyse

Die Bestimmung von Gelenksmomenten erfolgt in der dreidimensionalen Bewegungsanalyse in der Regel unter Verwendung von sogenannten Körper-Segment-Modellen und der Newtonsche Gesetze. Dieser Ansatz wird generell als Inversdynamik bezeichnet, da von kinematischen Parametern ausgehend auf die Momente der einzelnen Gelenke zurückgerechnet wird. Die Inversdynamik kann daher in der Mechanik dem Teilbereich der Dynamik zugeschrieben werden:

„Die Dynamik ist die Lehre von den Kräften und deren Wirkungen. Sie beschäftigt sich im Unterschied zur Kinematik mit den Ursachen für Bewegungen.“ (Meyer & Schmidt, 2007, S. 71)

Die Betrachtung des Menschen als Körper-Segment-Modell impliziert laut Winter (2005, S. 87) jedoch insgesamt vier Annahmen (Abbildung 9 verdeutlicht diese):

- (1) Jedes Segment besitzt eine bestimmte gleichförmige Dichte sowie einen Massenschwerpunkt (COM) an welchem alle Kräfte angreifen
- (2) Die Position des COM bleibt während einer Bewegung unverändert
- (3) Die Gelenke zwischen den Segmenten werden als Scharnier-, Kugel- oder Muffengelenke idealisiert
- (4) Das Massenträgheitsmoment jedes Segments bleibt konstant
- (5) Die Segmentlänge jedes Segments bleibt konstant

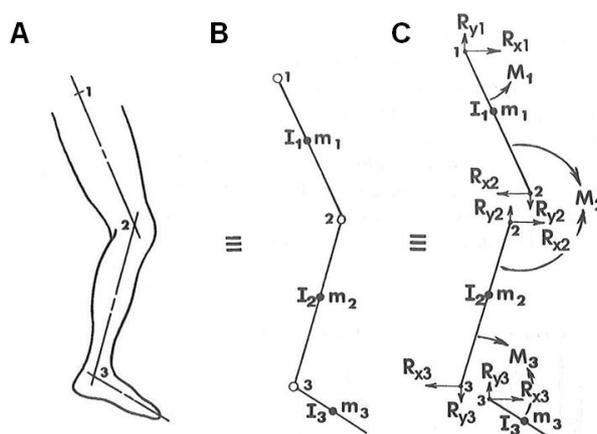


Abbildung 9 Vergleich zwischen anatomischen Modell (A), Körper-Segment-Modell (B) und einem Frei-Körper-Diagramm (C) des Körper-Segment-Modells. Im Körper-Segment-Modell werden Gelenke als Scharniergelenk idealisiert sowie werden die Segmente durch Punktmassen und deren Trägheitsmomente ersetzt. Im Frei-Körper-Modell wird das Körper-Segment-Modell danach an den Gelenken in einzelne Segmente unterteilt und jedes Segment wird mit all seinen Reaktionskräften und Momenten für sich betrachtet (Winter, 2005, S. 88–89).

Zusätzlich zu diesen Annahmen sind weitere Körpersegmentparameter der einzelnen Gelenke für die inversdynamischen Berechnungen notwendig. Diese können aus anthropometrischen Tabellen, deren Werte großteils auf Kadaveruntersuchungen der 1950 bis 1960iger Jahre basieren, für die einzelnen Segmente entnommen werden und beinhalten normalerweise die Masse m (in % der Gesamtkörpermasse), die Position des Massenschwerpunkts I_{COM} (in % der Segmentlänge von distal zu proximal, oder auch umgekehrt) und einen Wert für den Trägheitradius (engl. radius of gyration) k_{com} .

Betrachtet man ein Körper-Segment-Modell, so wirken laut Winter (2005, S. 88) auf dieses insgesamt drei Kräfte:

- (1) **Gravitationskraft:** Die Gravitationskraft wirkt nach unten und greift am COM des jeweiligen Segments an ($F = mg$).
- (2) **Bodenreaktionskraft oder andere externe Kräfte:** Für inversdynamische Berechnungen ist die Quantifizierung dieser Kraft von entscheidender Bedeutung. In der Ganganalyse erfolgt dies in der Regel mit einer Kraftmessplatte. Die Summe der

Bodenreaktionskräfte wirkt dabei über den COP auf das Segment ein (siehe Kapitel 2.3).

- (3) Muskuläre und ligamentäre Kräfte:** Ziel jeder inversdynamischen Berechnung in der Ganganalyse ist in der Regel die Berechnung der Gelenkmomente, welche durch Aktivierung der entsprechenden Muskulatur (Extensoren-Flexoren) resultieren. Kommt es während einer Bewegung zu einer Kokontraktion kann lediglich das Nettomoment dieser Kokontraktion bestimmt werden, nicht aber der Anteil zwischen Extension- und Flexionsmomenten.

Die drei beschriebenen Kräfte fassen alle auf das Körper-Segment-Modell einwirkenden Kräfte zusammen. Da in inversdynamischen Berechnungen in der Regel schrittweise jedes Körpersegment für sich betrachtet wird, ist zudem die Berechnung der Reaktionskräfte zwischen den einzelnen Körpersegmenten notwendig. Um daher mit Hilfe eines Körper-Segment-Modelles Gelenkmomente berechnen zu können, muss jedes Segment für sich betrachtet werden. Dazu wird ein Frei-Körper-Modell jedes Segments erstellt und normalerweise, vom Fußsegment aufwärts, mit den Berechnungen begonnen. Abbildung 10 zeigt ein Beispiel für ein Frei-Körper-Modell eines Segments.

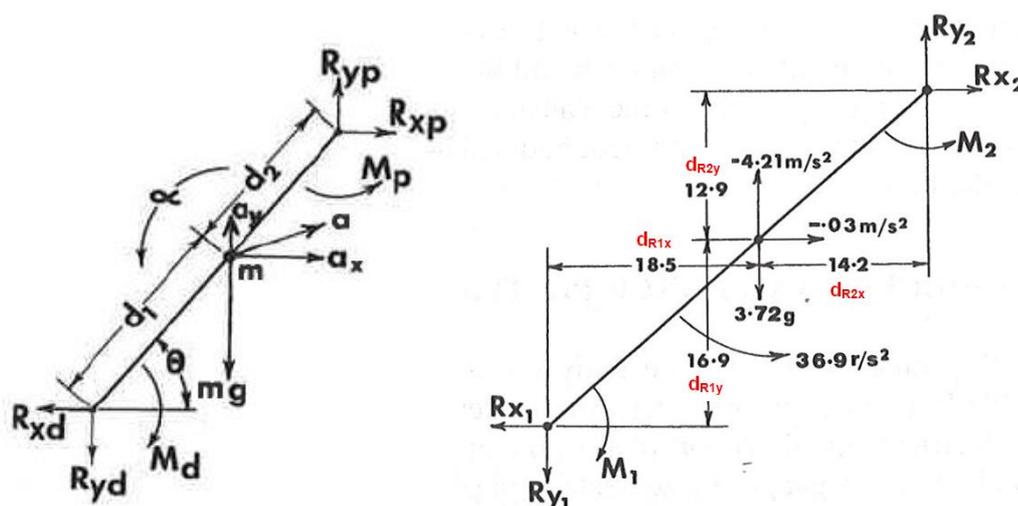


Abbildung 10 Frei-Körper-Modell für ein Körpersegment. Es sind die Reaktionskräfte (R), die Graviationskraft (mg), die Gelenkmomente (M) sowie alle notwendigen kinematischen Parameter (Beschleunigung a und Winkelbeschleunigung α) dargestellt. In rot sind die Bezeichnungen der Hebelarme für die folgenden Gleichungen (modifiziert nach Winter, 2005, S. 91) eingezeichnet.

Beginnt man in den inversdynamischen Berechnungen beim Fußsegment, sind folgende Größen bekannt:

Gegebene Größen:

a_x, a_y = Beschleunigung des COM

θ = Winkel des Segments in der Bewegungsebene

α = Winkelbeschleunigung des Segments in der Bewegungsebene

R_{xd}, R_{yd} = Reaktionskraft, welche am distalen Ende des Segments wirkt. Im Falle des Fußsegments ist dies die Bodenreaktionskraft. In allen anderen Fällen ist dies die Kraft, welche beim vorherigen Segment als proximale Reaktionskraft berechnet wurde.

M_d = Gelenkmoment welches am distalen Segmentende wirkt. Dies ist für das Sprunggelenk null. Für alle anderen Segmente ist dieses Moment gleich dem berechneten proximalen Gelenkmoment des vorherigen Segments. Das Vorzeichen der Drehmomente ergibt sich jeweils durch die Drehrichtung. Momente, welche im Uhrzeigersinn drehen, werden mit einem negativen Vorzeichen (-) versehen, Momente, welche gegen den Uhrzeigersinn drehen, werden entsprechend mit einem positiven Vorzeichen (+) versehen.

I_0 Das Trägheitsmoment des jeweiligen Segments kann z.B. mit Hilfe der Daten aus den anthropometrischen Tabellen laut Kirtley (2006, S. 123) wie folgt abgeschätzt werden, wobei m die Masse (in % der Gesamtkörpermasse), l die Position des Massenschwerpunkts (in % der Segmentlänge von distal zu proximal) und k einen Wert für den Trägheitradius (engl. *radius of gyration*) sind.

$$\text{Gl. 4} \quad I_0 = m(kl)^2$$

Folgende Größen gilt es zu berechnen:

R_{xp}, R_{yp} = Reaktionskraft welche am proximalen Ende des Segments wirkt.

M_p = Gelenkmoment welches am distalen Segmentende wirkt.

Um die Berechnungen zu vereinfachen werden die folgenden Gleichungen getrennt für die x- und y-Richtung aufgelöst. Als Beispiel soll hier das Segment in Abbildung 10 als Unterschenkelsegment dienen. Zu Beginn werden die beiden proximalen Reaktionskräfte (R_{xp} , R_{yp}) berechnet, hierzu werden die Gleichungen (Gl. 5 und Gl. 6) verwendet. Zu beachten ist, dass in vertikaler Richtung (y-Richtung) zusätzlich die Gewichtskraft (mg) auf den Masseschwerpunkt wirkt.

$$\begin{aligned}\text{Gl. 5} \quad \sum F_x &= ma_x \\ R_{xp} - R_{xd} &= ma_x \\ R_{xp} &= ma_x + R_{xd}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Gl. 6} \quad \sum F_y &= ma_y \\ R_{yp} - R_{yd} - mg &= ma_y \\ R_{yp} &= ma_y + R_{yd} + mg\end{aligned}$$

Des Weiteren ist zu beachten, dass die Vorzeichen in den Gleichungen direkt von der Ausrichtung der Kräfte abhängig sind. In diesem Beispiel (Abbildung 10) wirken die Reaktionskräfte gegengleich, daher auch das negative Vorzeichen bei R_{xd} . Betrachtet man das Beispiel in Abbildung 11 so wird deutlich, dass sich hier die Reaktionskräfte aufsummieren, lediglich die Gewichtskraft (mg) wirkt entgegengesetzt. Daraus ergeben sich folgende Gleichungen:

$$\begin{aligned}\text{Gl. 7} \quad \sum F_x &= ma_x \\ R_{xp} + R_{xd} &= ma_x \\ R_{xp} &= ma_x - R_{xd}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Gl. 8} \quad \sum F_y &= ma_y \\ R_{yp} + R_{yd} - mg &= ma_y \\ R_{yp} &= ma_y - R_{yd} + mg\end{aligned}$$

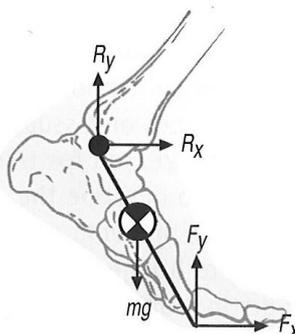


Abbildung 11 Frei-Körper-Diagramm des Fußsegments. Die Bodenreaktionskräfte (F) und Reaktionskräfte am proximalen Ende (R) Ende wirken in die selbe Richtung (Kirtley, 2006, S. 122).

Erst nach der Berechnung der Reaktionskräfte in xy -Richtung kann das proximale Gelenkmoment bestimmt werden. Dieses ist durch die Verwendung der Gleichung (Gl. 9) möglich und wird exemplarisch für das Segment in Abbildung 10 (RECHTS) gezeigt:

$$\begin{aligned}
 \text{Gl. 9} \quad \sum M &= I_0 \alpha \\
 I_0 \alpha &= M_p - M_d - R_{x1} d_{R1y} + R_{y1} d_{R1x} - R_{x2} d_{R2y} + R_{y2} d_{R2x} \\
 M_p &= I_0 \alpha + M_d + R_{x1} d_{R1y} - R_{y1} d_{R1x} + R_{x2} d_{R2y} - R_{y2} d_{R2x}
 \end{aligned}$$

Hier gilt speziell zu beachten, dass die Vorzeichen der Drehmomente von ihrer Drehrichtung abhängig sind. Momente, welche im Uhrzeigersinn drehen, werden mit einem negativen Vorzeichen (-) versehen, Momente, welche gegen den Uhrzeigersinn drehen, werden entsprechend mit einem positiven Vorzeichen (+) versehen.

Für eine intensivere Auseinandersetzung mit inversdynamischen Berechnungen sei hier auf Winter (2005) verwiesen.

3 Evidenzlage instabiler Sohlenkonstruktionen

Part of the problem with understanding walking is that because we do so much of it so effortlessly and subconsciously, it is difficult to appreciate the immense complexities involved.

(Kirtley, 2006, S. 6)

Betrachtet man die Evidenzlage zu instabilen Schuhkonzepten, so wurden zwar von einigen AutorInnen bereits Untersuchungen durchgeführt, die Anzahl an Studien ist allerdings im Vergleich zu verwandten Themen verhältnismäßig gering. Im Bereich der Lauf- und Sportschuhanalyse gibt es beispielsweise eine Vielzahl von Untersuchungen, welche der Frage nachgehen, wie sich bestimmte Laufschuhkonstruktionen auf biomechanische Parameter im Gehen und Laufen auswirken.

Die bestehende Literatur zu instabilen Sohlenkonstruktionen kann grob in zwei Bereiche unterteilt werden: (1) in Studien, welche instabile Sohlenkonstruktionen als eine Art Interventionsmaßnahme eingesetzt haben, um deren längerfristigen Effekt auf verschiedenste Parameter, wie posturale Kontrolle bei älteren Menschen oder Wohlempfinden bei GonarthrosepatientInnen zu untersuchen; (2) in Studien, welche den Effekt von instabilen Sohlenkonstruktionen auf die Biomechanik im Gehen und Stehen untersuchen, um ein grundlegendes Verständnis über Wirkungsweise solcher Schuhe auf den Bewegungsapparat des Menschen zu erhalten. In Folge wird ein Überblick über die bestehende Studienlage gegeben.

3.1 Therapeutische Aspekte beim Tragen instabiler Sohlenkonstruktionen

Laut Korsten et al. (2008) sind die positiven Wirkungen eines sensomotorischen Trainings für Prävention und Rehabilitation von Sportverletzungen gut belegt. Der MBT Schuh wird oft in der physiotherapeutischen Praxis als Trainingsgerät zur Schulung sensomotorischer Prozesse genutzt. Basierend auf dieser Tatsache haben Korsten et al. (2008) in ihrer Studie das Ziel verfolgt, ein vierwöchiges, klassisches sensomotorisches Training mit einem achtwöchigem Tragen von MBT Schuhen ohne zusätzliches Training zu vergleichen. Sie wollten damit abschätzen, inwieweit das Tragen solcher Schuhkonzepte als sensomotorisches Training verstanden werden kann. Die Studie konnte eine Verbesserung der Standstabilität (im bipedalen Stand) für beide Gruppen feststellen. Sowohl in anterior-

posterior als auch in medio-lateraler Richtung, war die Auslenkung zur kompensatorischen Stabilisierung des Center of Pressure³ in beiden Untersuchungsgruppen bereits nach vier Wochen signifikant reduziert. Die drastische Verbesserung der sensomotorischen Trainingsgruppe nach vier Wochen konnte allerdings in der MBT Gruppe erst nach acht Wochen erreicht werden. Insgesamt vermuten die AutorInnen, dass die deutlichen funktionellen Anpassungen eines sensomotorischen Trainings auch durch das Tragen von MBT Schuhen erzielt werden kann, allerdings sind die trainingsbedingten Funktionsanpassungen geringer ausgeprägt. Die Ergebnisse von Korsten et al. (2008) stehen allerdings in Kontrast zu Ergebnissen einer zweiten Studie (Turbanski, Lohrer, Nauck, & Schmidtbleicher, 2011). Diese haben den Effekt eines sensomotorischen Trainings mit MBT Schuhen über die Dauer von sechs Wochen (zweimal pro Woche), mit einem regulären Training untersucht und konnten hier keine signifikanten Unterschiede nachweisen.

Henkel et al. (2009) haben im Rahmen einer randomisierten, prospektiven klinischen Studie die Auswirkung von drei ausgewählten präventiven Trainingskonzepten auf die funktionelle Gesundheit bei 85 Personen mit unspezifischen chronisch-rezidivierenden Nackenschmerzen untersucht. Je 24 Einheiten Nordic Walking und Rückenschule und ein aus 12 Einheiten bestehendes MBT-Training mit der zusätzlichen Option die Schuhe auch im Alltag zu tragen, wurden miteinander verglichen. Auch sie konnten ähnlich wie Korsten et al. (2008) positive Effekte der MBT Gruppe feststellen. Es zeigte sich, dass, neben den beiden anderen Gruppen, auch die MBT Gruppe eine signifikante Verbesserung der funktionsbedingten Beeinträchtigung durch Rückenschmerzen aufwies und auch die Nackenschmerzen selbst positiv beeinflusst werden konnten.

Eine weitere Studie zum Thema Rückenschmerzen wurde von Nigg et al. (2009) an 40 männlichen Golfspielern durchgeführt. Ähnlich zu den Ergebnissen von Henkel et al. (2009) lassen die Ergebnisse darauf schließen, dass ein sechswöchiges Tragen von MBT Schuhen das Schmerzempfinden, in diesem Fall bei Golfspielern, signifikant reduziert.

Krauss et al. (2006) haben in einer 10-wöchigen Studie den Effekt einer Trainingsintervention mit MBT Schuhen auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität von HüftarthrosepatientInnen oder PatientInnen mit einem implantierten Hüftgelenk (H-TEP: Hüft Totalendoprothese) untersucht. Sie konnten zeigen, dass im Vergleich zu einer

³ Laut Kirtley (2006, p. 91) wird der COP – Center of Pressure (oder auch center of foot pressure) schlicht als der Mittelwert der gesamten auf die Fußsohle wirkende Druck definiert.

Kontrollgruppe ohne Intervention, die Trainingstherapie mit den MBT Schuhen zu einer klinisch relevanten Verbesserung der Vitalität, der körperlichen Schmerzen und der allgemeinen Gesundheitswahrnehmung führen kann.

Wie sich das Tragen von MBT Schuhen auf das Schmerzverhalten von PatientInnen mit Osteoarthritis im Kniegelenk auswirkt, haben Nigg et al. (2006) in einer groß angelegte Studie mit insgesamt 123 ProbandInnen untersucht. Die StudienteilnehmerInnen wurden zufällig in eine Kontrollgruppe (KG) und eine Interventionsgruppe (IG) aufgeteilt. Die KG erhielt einen hochwertigen, aber normalen Schuh, die IG einen MBT Schuh. Die Schuhe wurden in einem Prä/Post Vergleich für insgesamt 12 Wochen getragen. Dabei durften die TeilnehmerInnen nach persönlichem Empfinden und Schmerzverhalten die Tragedauer der Schuhe selbst wählen, wurden aber darauf hingewiesen, die Tragedauer über den Zeitraum der Studie hinweg konstant zu steigern. Zur Erfassung des Schmerzes wurden neben ein paar anderen Parametern der Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) verwendet (vgl. Ackerman, 2009). Daten wurden zu Beginn, nach drei, nach sechs und nach neun Wochen für beide Gruppen erhoben. Für beide Gruppen konnte eine signifikante Reduktion des Schmerzverhaltens über die Dauer von 12 Wochen nachgewiesen werden. Unterschiede zwischen den beiden Gruppen zeigten sich jedoch keine. Nigg et al. (2006) schlussfolgern, dass der Einsatz von instabilen Sohlenkonstruktionen bei PatientInnen mit moderater Gonarthrose sinnvoll zur Reduktion von Schmerzen sein könnte. In einer ähnlichen Studie hat Beyerlein (2004) den Effekt eines neuro-muskulären Trainings mit und ohne MBT Schuhen auf die Koordinationsfähigkeit von Personen mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes untersucht. Dabei zeigte sich für beide Gruppen eine Verbesserung der posturalen Stabilität in medio-laterale und anterior-posterior Richtung nach einem sechs-wöchigem Training. Allerdings zeigte sich weder ein signifikanter Unterschied in der Verbesserung der Koordinationsfähigkeit zwischen den beiden Gruppen, noch ein Unterschied in der Koordinationsfähigkeit zwischen dem gesunden und dem verletzten Bein.

Auch Ramstrand et al. (2008) haben die MBT Schuhe im Rahmen einer klinischen Studie als Interventionsmaßnahme untersucht. Ziel war es herauszufinden, ob durch das Tragen von MBT Schuhen im Alltag Kinder mit Entwicklungsstörung eine Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit erzielen können. Nach einer achtwöchigen Tragedauer der Schuhe zeigten die Kinder eine signifikante Verbesserung der aktiven/reaktiven Gleichgewichtsfähigkeit, die statische Gleichgewichtsfähigkeit im bipedalen Stand zeigte allerdings keine signifikante Verbesserung. In einer, vermutlich an die vorige Studie angelehnte Untersuchung, haben Ramstrand et al. (2010) den Effekt des Tragens von MBT

Schuhen bei Frauen über 50 Jahren über einen Zeitraum von acht Wochen (mind. zwei Stunden pro Tag) im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ohne MBT Schuhe verglichen. Das methodische Vorgehen war der Studie von 2008 sehr ähnlich. Die Studie konnte signifikante Effekte über den Zeitraum von acht Wochen für Parameter der Gleichgewichtsfähigkeit feststellen, allerdings verbesserte sich die Kontrollgruppe im gleichen Maße. Daher können die erzielten positiven Effekte nur mit Vorbehalt der Intervention zugeschrieben werden.

Zusammengefasst lässt sich feststellen, dass sowohl das regelmäßige Tragen von MBT Schuhen als auch das spezielle Trainieren mit MBT Schuhen über eine längere Dauer zu einer gewissen Verbesserung von funktionalen Fähigkeiten in der Sensomotorik führen kann und womöglich eine zumindest teilweise Alternative, aber zumindest eine gute Ergänzung zu gängigen sensomotorischen Trainingskonzepten bietet. Dies trifft sowohl für gesunde Personen, als auch möglicherweise für PatientInnen zu (vor allem aus dem orthopädischen Bereich). Kurz zusammengefasst hat die bisherige Literatur folgende positive Effekte aufzeigen können:

- (1) Die deutlichen funktionellen Anpassungen eines sensomotorischen Trainings können auch durch das Tragen von MBT Schuhen erzielt werden, allerdings sind die trainingsbedingten Funktionsanpassungen geringer ausgeprägt.
- (2) Ein regelmäßiges (sensomotorisches) Training mit MBT Schuhen bzw. das regelmäßige Tragen kann zu einer Verbesserung der funktionsbedingten Beeinträchtigung durch Rückenschmerzen führen und auch Nacken- bzw. Rückenschmerzen generell positiv beeinflussen.
- (3) Das regelmäßige Tragen von MBT Schuhen kann zu einer Verbesserung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität von HüftarthrosepatientInnen bzw. H-TEP Patientinnen führen.

Da die Anzahl an Interventionsstudien noch verhältnismäßig gering ist, muss dem in der Naturwissenschaft geltende Grundsatz Rechnung getragen werden, dass erst reliable, und daher wiederholbare Ergebnisse für eine Grundgesamtheit als wahr angesehen werden können/sollten. Gerade, wenn es um den Einsatz solcher Konzepte in der Therapie geht, wären weitere Studien zu empfehlen und auch notwendig, um langfristig eine reliable Vorstellung von der Wirkungsweise solcher Schuhkonzepte zu erhalten.

Neben der Wirkungsweise solcher Schuhkonzepte als Trainingsgerät, aber auch als Alltagsschuh für den regelmäßigen längeren Gebrauch, ist es auch notwendig, über Effekte solcher Schuhkonzepte auf den Bewegungsapparat selbst Bescheid zu wissen. Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über Studien und deren Ergebnisse, welche sich mit

der Wirkungsweise von instabilen Sohlenkonstruktionen auf biomechanische Aspekte im Stehen und Gehen beschäftigt haben.

3.2 Biomechanische Aspekte im Stehen und Gehen

In den folgenden Kapiteln wird ein Überblick über die bestehende Studienlage zum Einfluss von instabilen Sohlenkonstruktionen auf die posturale Kontrolle sowie auf biomechanische Aspekte im Gehen der unteren und oberen Extremitäten gegeben.

3.2.1 Einfluss auf die posturale Kontrolle

Einer grundlegenden Fragestellung, welche in vielen Studien oft als Teilaspekt untersucht wurde, hat sich Romkes (2008) gewidmet. Die Autorin ist der Frage nachgegangen, ob es durch das Stehen in einem MBT Schuh zu einer grundsätzlich erhöhten Anforderung an die statische Gleichgewichtskontrolle kommt. An einer verhältnismäßig kleinen Stichprobe von neun Personen hat sie mittels einer Kraftmessplatte für die Testsituationen „bipedaler Stand“ mit geschlossenen und offenen Augen und Einbeinstand auf dem dominanten und nicht-dominanten Bein Gleichgewichtstests durchgeführt und dabei das Stehen barfuß und mit den MBT Schuhen verglichen. Sie kam dabei zu dem Ergebnis, dass es sowohl in anterior-posterior als auch in medio-lateraler Richtung für den bipedalen Stand einen signifikanten Unterschied zwischen dem Stehen im MBT Schuhen und barfuß gibt. Für die anderen Testsituationen konnte sie keine Unterschiede nachweisen. Diese Ergebnisse werden auch durch andere Studien belegt (Granacher et al., 2011; Landry, Nigg, & Tecante, 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006). Abbildung 12 zeigt ein exemplarisches Ergebnis zu den COP-Messungen von Nigg et al. (2006) für das Stehen in normalen und in MBT Schuhen, welche den Ergebnissen von Romkes (2008) ähnlich sind.

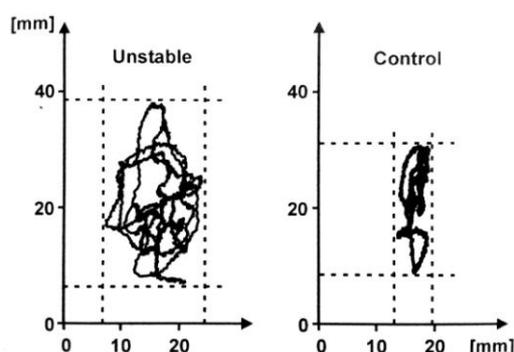


Abbildung 12 Exemplarischer Datensatz von Nigg et al. (2006) für den Unterschied in der COP-Schwankung in medio-lateraler und anterior-posterior Richtung. Die Abbildung zeigt die deutliche Reduktion der COP-Schwankung beim Kontrollschuh. LINKS: COP-Schwankung beim Stehen mit MBT Schuhen. RECHTS: COP-Schwankung beim Stehen mit normalen Schuhen.

Laut Robinovitch et al. (2002) stellen die Fähigkeiten hohe Sprunggelenkmomente zu erzeugen sowie die benötigte Zeitdauer bis zur Erzeugung eines solchen Moments durch Aktivierung der entsprechenden Muskulatur eine wichtige Grundvoraussetzung für die Kontrolle und Stabilisation des Sprunggelenkskomplexes bei unerwarteter Störung der Stabilität dar. Thelen et al. (1996) konnten geschlechtsspezifische Unterschiede in der maximalen, willkürlichen isometrischen Dorsalextensionkraft feststellen. Frauen zeigten hier signifikant geringere Werte als Männer. Während die Zeit bis zum Erreichen eines spezifischen Dorsalextensions- oder Plantarflexionsmoment zwischen Männern und Frauen nicht unterschiedlich zu sein scheint, wiesen Frauen grundsätzlich kürzere Reaktionszeiten auf, brauchten aber für das Erreichen eines spezifischen Drehmoments deutlich länger als Männer. Daher vermuten Nigg et al. (2010), dass Frauen und Männer unterschiedliche neuromuskuläre Strategien nutzen, um auf eine Instabilität, welche beispielsweise von instabilen Schuhen verursacht wird, zu reagieren und in Folge im Bewegungsablauf zu kontrollieren. Basierend auf diesen Überlegungen haben Nigg et al. (2010) untersucht, ob es in der COP-Schwankung im Stehen und in kinematischen und kinetischen Aspekten des Gehens mit MBT Schuhen Unterschiede zwischen Männern und Frauen gibt. Ähnlich zu den Ergebnissen von Thelen et al. (1996) konnten im bipedalen Stand für die anterior-posterior COP-Schwankung für Frauen größere Auslenkungen festgestellt werden. Die AutorInnen empfehlen daher, zumindest für therapeutische Anwendungen diese Unterschiede zu beachten. Vor allem kinematische und kinetische Aspekte betreffend, weisen Nigg et al. (2010) allerdings aufgrund der sehr geringen absoluten Differenz auch darauf hin, dass die gefundenen signifikanten Unterschiede zwar als statistisch signifikant nachweisbar waren, aber nicht unbedingt als klinisch relevant zu werten sind.

3.2.2 Einfluss auf biomechanische Aspekte des Gehens – untere Extremitäten

Der Frage, wie sich das Gehen mit MBT Schuhen auf die plantare Druckverteilung auswirkt haben sich Stewart et al. (2007) gewidmet. Dabei wurden an insgesamt 10 ProbandInnen mit einem speziellen in-Schuh Druckverteilungsmesssystem mittlere und Spitzendruckwerte aufgezeichnet und zwischen dem Gehen mit normalen und den MBT Schuhen untersucht. Stewart et al. (2007) kamen dabei zu dem überraschenden Ergebnis, dass das Tragen von MBT Schuhen eine Reduktion der Spitzendruckwerte um 21% im Mittelfußbereich und um 11% an der Ferse bewirkt. Allerdings zeigte sich auch eine kompensatorische Erhöhung um 76% an der Zehengrundfläche. Aufgrund dieser Verschiebung der Druckverteilung in Richtung der Zehen und der doch relativ starken Reduktion im Fersen- und Mittelfußbereich, vermuten die AutorInnen, dass diese Schuhkonzepte womöglich in der Therapie bei

PatientInnen mit pes planus⁴, plantarer fasciitis⁵ oder einer Degeneration des Fettpolsters unter dem Calcaneus (Fersenbein) eingesetzt werden können. Ergebnisse von Mätzler et al. (2008) und Bochdansky et al. (2008), welche ähnliche Studien zum Thema plantare Druckverteilung beim Gehen und Laufen auf ebener Fläche und bergab durchgeführt haben, bestätigen diese Verschiebung der Druckverteilung nach vorne (ventrale Verschiebung). Bis jetzt haben allerdings nur wenige AutorInnen komplexe biomechanische Analysen durchgeführt, um den Effekt von instabilen Schuhkonzepten auf kinetische und kinematische Parameter zu untersuchen, sowie um Muskelaktivitäten zu quantifizieren (Buchecker, Wagner, Pfusterschmied, Stöggel, & Müller, 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006; Nigg et al., 2010; Romkes et al., 2006).

Nigg et al. (2006) haben, wie bereits oben in Abbildung 12 gezeigt, Analysen im Stehen zur Erfassung der COP-Schwankung durchgeführt. Dies war allerdings nur ein Teilaspekt ihrer Studie. Sie haben für das Gehen mit normalen und MBT Schuhen kinematische, kinetische Daten, sowie Muskelaktivitäten mittels EMG aufgezeichnet und diese verglichen. Dabei zeigten sich in der Kinematik generell keine Unterschiede. Lediglich die Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standphase⁶ war für das Gehen mit MBT Schuhen signifikant erhöht (siehe Abbildung 13). Signifikante Unterschiede in der Kinetik konnten keine festgestellt werden, allerdings zeigten sich laut den AutorInnen zumindest ein Trend zur Reduktion für Knie- und Hüftgelenke. Auch konnten keine signifikanten Unterschiede in Muskelaktivitäten festgestellt werden, die AutorInnen betonen aber zumindest Trends zur Signifikanz festgestellt zu haben.

⁴ Der pes planus (Plattfuß) ist ein Sammelbegriff für eine Fußdeformität, die durch folgende Komponenten gekennzeichnet ist: Absinken des Fußgewölbes, Innenrotation der Knöchelgabel mit Prominenz des Taluskopfes am Fußrand, Valgusstellung des Rückfußes und Abduktion sowie Supination des Vorfußes (Niethard, 2010, p. 171).

⁵ Nach der Definition von Wirth (2002, p. 490) ist die plantare Fasziiitis eine degenerative Erkrankung des Ursprungs der Aponeurosis plantaris am Tuber calcanei.

⁶ Zur Definition der Gangphaseneinteilung wird hier auf Kapitel 5.6.2 verwiesen.

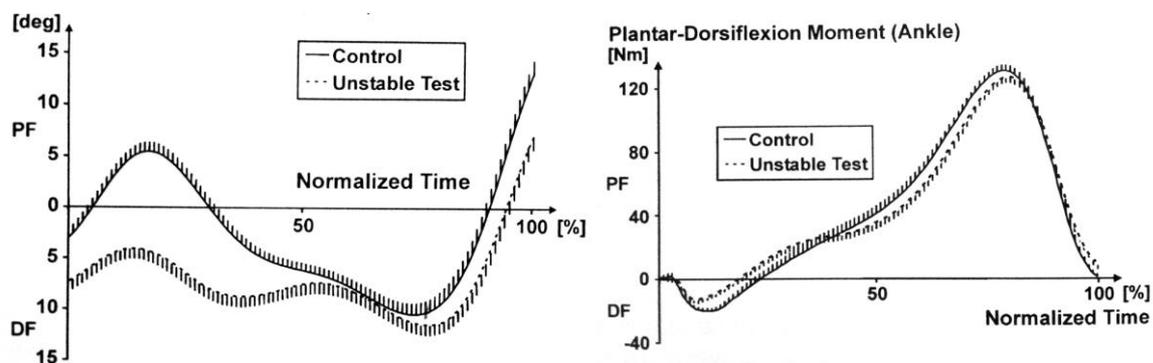


Abbildung 13 LINKS: Plantarflexion/Dorsalextension des Sprunggelenks beim Gehen mit normalen ("Control") und MBT ("Unstable Test") Schuhen. Der MBT Schuh zeigt vermehrte Dorsalextension über die erste Hälfte der Standbeinphase. RECHTS: Plantarflexions-/Dorsalextensionsmoment des Sprunggelenks beim Gehen mit normalen ("Control") und MBT ("Unstable Test") Schuhen. Eine Erhöhung des Moments im ersten Viertel und eine folgende Reduktion sind sichtbar, aber nicht als signifikant nachweisbar (Nigg, Hintzen, et al., 2006).

Auch Romkes et al. (2006) haben sich mit dem Einfluss von MBT Schuhen auf biomechanische Aspekte und Muskelaktivitäten beim Gehen beschäftigt. In einem ähnlich methodischen Vorgehen wie Nigg et al. (2006) haben sie ein dreidimensionales Bewegungsanalysesystem und ein Elektromyographiesystem verwendet, um kinematische und kinetische Daten sowie Muskelaktivitäten während eines gesamten Gangzyklus zu erfassen. Romkes et al. (2006) konnten einerseits Unterschiede in Weg-Zeit-Parametern nachweisen, sowie Unterschiede in kinematischen und teilweise auch in kinetischen Parametern feststellen. Personen mit MBT Schuhen gingen bei selbst gewählter Gehgeschwindigkeit langsamer als mit normalen Schuhen und machten dabei kleinere Schritte. Die erhöhte Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standphase konnten auch Romkes et al. (2006) als signifikant nachweisen. Des Weiteren zeigten Personen mit MBT Schuhen einen geringeren Bewegungsumfang (Range of Motion, ROM) in Hüft- und Kniegelenk in der Sagittalebene (vgl. Abbildung 14).

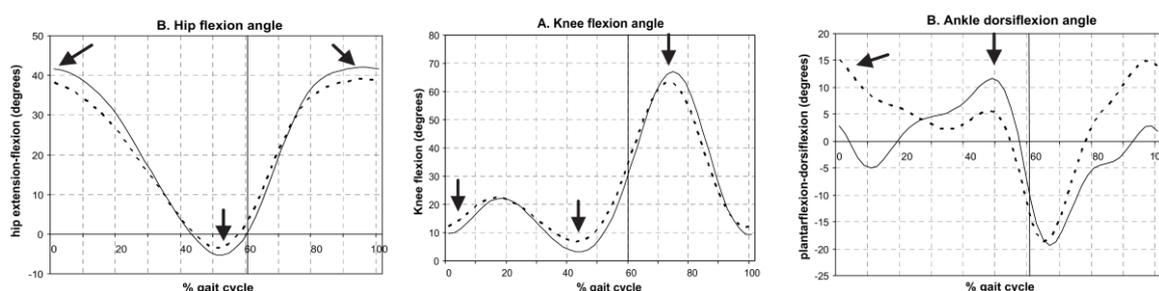


Abbildung 14 Exemplarische Beispiele für die Kinematik von Hüft-, Knie-, und Sprunggelenk der Studie von Romkes et al. (2006). LINKS: Reduzierte ROM und reduzierte maximale Flexion und Extension des Hüftgelenks. MITTE: Reduktion des ROM im Kniegelenk und Reduktion der maximalen und minimalen Knieflexion. RECHTS: Erhöhte Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standphase im Sprunggelenk. Die gestrichelte Linie zeigt das Gehen mit MBT Schuhen, die durchgezogene Linie das Gehen mit normalen Schuhen.

Romkes et al. (2006) weisen aufgrund der veränderten Kinematik auch auf signifikante Unterschiede in Muskelaktivitäten hin. So zeigte sich, dass die Aktivität des M. tibialis anterior in den ersten 12% des Gangzyklus signifikant reduziert und dann während der Schwungphase signifikant erhöht war. Zusätzlich zeigte der Antagonist, der M. gastrocnemius, eine signifikante Erhöhung für das Gehen mit MBT Schuhen in der terminalen Schwungphase und während der ersten Hälfte der Standbeinphase. Auch der vastus medialis und lateralis zeigten erhöhte Aktivitäten, in diesem Fall während der Mitte der Standphase (vgl. Abbildung 15).

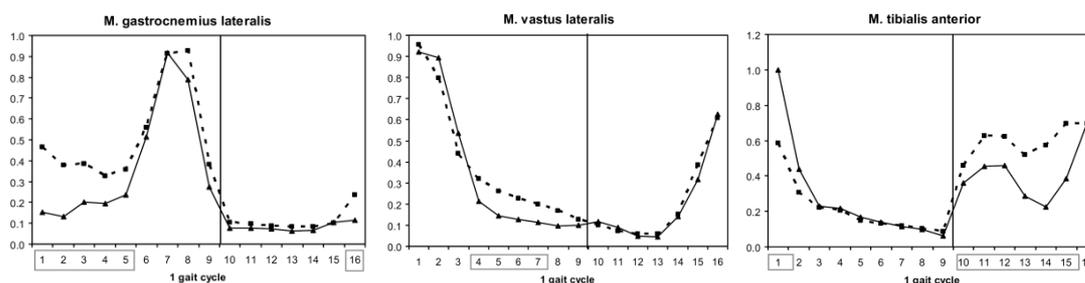


Abbildung 15 Exemplarische Beispiele von drei ausgewählten Muskelgruppen der Studie von Romkes et al. (2006). LINKS: Erhöhte Aktivität des M. gastrocnemius während der ersten Hälfte der Standbeinphase. MITTE: Erhöhte Aktivität des M. vastus lateralis während der Mitte der Standbeinphase. RECHTS: Reduzierte Aktivität des M. tibialis anterior während der Standbeinphase und erhöhte Aktivität während der Schwungphase. Die gestrichelte Linie zeigt die Muskelaktivität beim Gehen mit MBT Schuhen, die durchgezogene Linie beim Gehen mit normalen Schuhen. Daten sind auf die maximale Aktivität beim Barfußgehen amplitudennormalisiert. Die umrandeten Abszissenwerte geben einen signifikanten Unterschied zwischen MBT und normalen Schuhen an.

Die beiden AutorInnengruppen Nigg et al. (2006) und Romkes et al. (2006) haben, wie bereits oben beschrieben, vergleichbare dreidimensionale Bewegungsanalysesysteme, Kraftmessplatten und invers-dynamische Methoden verwendet, um kinematische und kinetische Parameter beim Gehen mit und ohne instabilen Sohlenkonstruktionen zu erfassen, sowie elektromyographische Methoden zur Bestimmung von Muskelaktivitäten eingesetzt. Obwohl methodische Vorgehensweise und technisches Equipment sehr ähnlich waren, kamen beide Gruppen speziell für kinetische Parameter zu widersprüchlichen Ergebnissen. Nigg et al. (2006) konnten in ihrer Untersuchung Änderungen in kinematischen, kinetischen und elektromyographischen Daten finden. Es zeigten sich höhere Muskelaktivitäten sowie eine Reduktion der Gelenkmomente beim Gehen mit MBT Schuhen. Die meisten Effekte konnten zwar nicht als statistisch signifikant nachgewiesen werden, zeigten aber einen deutlichen Trend. In den Untersuchungen von Romkes et al. konnten, ähnlich wie bei Nigg et al. (2006), auch erhöhte Muskelaktivitäten und geänderte Bewegungsmuster während des Gehens mit MBT Schuhen festgestellt werden. Vor allem aufgrund einer erhöhten Kniegelenksflexion und verstärkter Aktivierung des M. vastus medialis und lateralis empfehlen die AutorInnen gerade bei PatientInnen mit Knieproblemen

Vorsicht bei der Nutzung solcher Schuhkonzepte. Grundsätzlich lässt sich aber festhalten, dass beide Studien ähnliche Änderungen in biomechanischen Parametern feststellen konnten, jedoch liegen keine konsistenten Aussagen über kinetische Aspekte vor. Mit Verweis auf diese Tatsache haben Buchecker et al. (2010) Gelenksbelastungen während des Gehens für übergewichtige Männer erfasst. Es wurden Gelenkmomente und Muskelaktivitäten bei zehn übergewichtigen Männern bestimmt und ausgewertet.

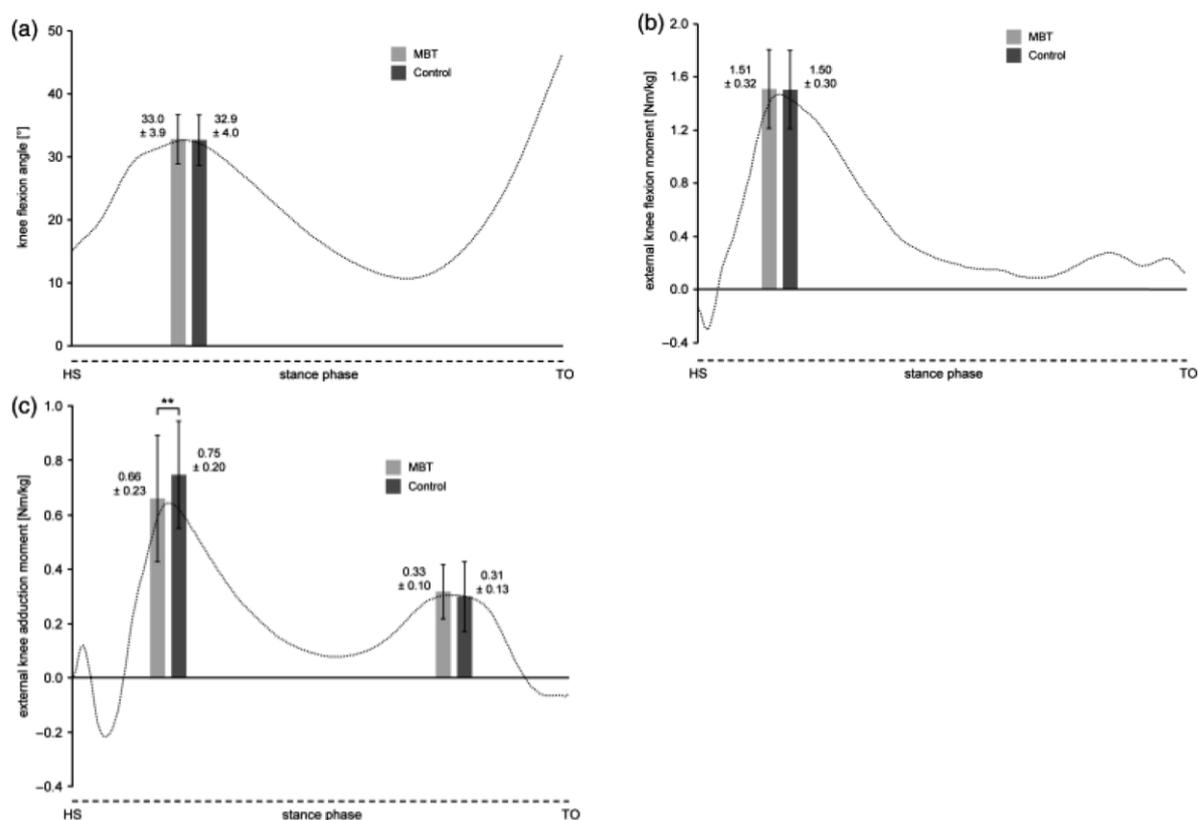


Abbildung 16 Daten zur Kinematik und Kinetik für das Kniegelenk der Studie von Buchecker et al. (2010): (a) Midstance Knieflexionswinkel, (b) maximales Knieflexionsmoment und (c) erstes und zweites Adduktionsmoment im Kniegelenk während der Standbeinphase. Die Balkendiagramme zeigen den Mittelwert des jeweiligen Parameters.

Ziel ihrer Arbeit war vor allem auch den möglichen Einsatz instabiler Schuhkonzepte bei GonarthrosepatientInnen besser abschätzen zu können, da diese PatientInnengruppe voraussichtlich von Schuhen, welche Belastungen auf das Kniegelenk beim Gehen reduzieren, profitieren könnte. Die Ergebnisse, zeigten, dass durch das Tragen von MBT Schuhen tatsächlich Knie-Adduktionsmomente signifikant reduziert werden können, zumindest für die untersuchte ProbandInnengruppe (siehe Abbildung 16). Zu beachten ist allerdings, dass Nigg et al. (2006) und Romkes et al. (2006) beide gesunde, relativ junge ProbandInnen für ihre Untersuchungen rekrutiert haben, Buchecker et al. (2010) allerdings übergewichtige männliche Probanden. Daher sind die Ergebnisse beider Studien nur mit

Vorsicht vergleichbar und tragen aufgrund ihrer unterschiedlichen Zielsetzung nur in bedingtem Maße dazu bei, ein generelles Verständnis für die Wirkungsweise solcher Schuhkonzepte auf biomechanische Aspekte beim Gehen zu erhalten.

Grundsätzlich haben sich die meisten Studien, welche sich mit den biomechanischen Aspekten des Gehens mit MBT Schuhen beschäftigt haben, auf das Fortbewegen im Gehen fokussiert. Boyer und Andriacchi (2009) haben die Auswirkung von MBT Schuhen auf biomechanische Aspekte des Laufens untersucht. Sie konnten im Grunde ähnliche Auswirkungen wie andere AutorInnen beim Gehen feststellen, vor allem im Bezug auf das Sprunggelenk. Während des initialen Bodenkontakts der Ferse und während der Midstancephase konnte eine erhöhte Dorsalextension festgestellt werden. Zusätzlich zeigten sich signifikant reduzierte Dorsalextensions- und Plantarflexionsmomente während des Laufens. Die Bodenreaktionskräfte betreffend, zeigte sich eine signifikante Reduktion des ersten medialen Maximums sowie der Abdruckkraft während der terminalen Standphase (vgl. Abbildung 17).

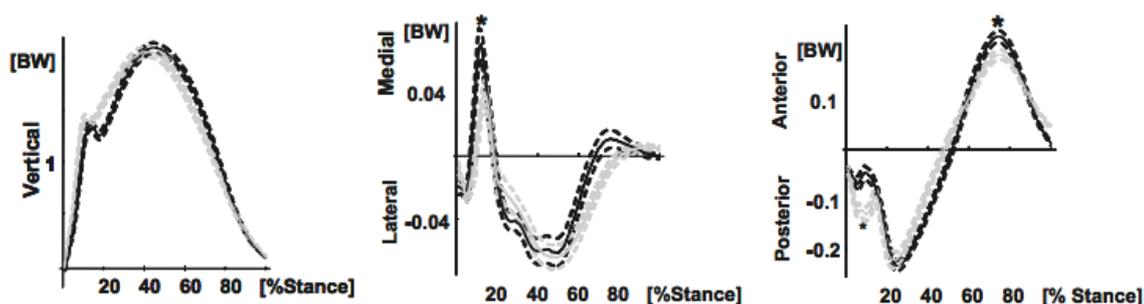


Abbildung 17 Vertikale, medio-laterale und anterior-posteriore Bodenreaktionskräfte beim Laufen mit MBT Schuhen (Grau) und normalen Schuhen (Schwarz), Boyer und Andriacchi (2009). * zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Schuhen.

Verschiedenste Ansätze in der Bewegungswissenschaft, wie nichtlineare Systemtheorien, Chaos Theorie (vgl. Witte, 2002) oder auch der Ansatz des Differentielles Lernen (vgl. Schöllhorn, 2003; Schöllhorn, Mayer-Kress, Newell, & Michelbrink, 2009) haben die Notwendigkeit bzw. Wichtigkeit von Variabilität in Bewegungsabläufen hervorgehoben. Es wird vermutet, dass Variabilität eine entscheidende Größe für das Erlernen und Optimieren von Bewegungen, sowie für das Regulieren und Anpassen von Bewegungsabläufen auf Störeinflüsse von außen, ist. Laut Stöggel et al. (2010) stellt sich mittlerweile nicht mehr die Frage, ob Variabilität eine wichtige Rolle für das Erlernen motorischer Fähigkeiten darstellt, sondern vielmehr die Frage nach der optimalen Dosierung und Art der Variabilität sowie, wie diese in den Alltag integrierbar ist. Die AutorInnen haben dazu die Vermutung aufgestellt, dass eine instabile Sohlenkonstruktion, wie der MBT, dazu genutzt werden könnte, um diese

Variabilität im Alltag zu integrieren. Ziel ihrer Studie war es, zu überprüfen, ob durch das Gehen mit MBT Schuhen eine höhere Variabilität in ausgewählten biomechanischen Parametern erzielt werden kann, als mit normalen Schuhen. Dies sowohl vor als auch nach einer 10-wöchigen Anpassungsphase. Dazu wurden beim Gehen auf einem Laufband bei einer Geschwindigkeit von ca. 5 km h⁻¹ insgesamt 12 gesunde ProbandInnen untersucht. Als Parameter dienten die plantare Druckverteilung, Weg-Zeit-Parameter des Gangzyklus, kinematische Parameter und Muskelaktivitäten während des Gehens mit normalen und MBT Schuhen. Dies sowohl vor und nach einer 10-wöchigen Trainingsintervention, wobei die Schuhe in diesem Zeitraum zumindest vier Stunden pro Tag getragen werden mussten. Die Ergebnisse zur Variabilität der erhobenen Parameter zeigten, dass speziell zu Beginn eine um ca. 35% erhöhte Variabilität für die MBT Schuhen feststellbar war. Diese erhöhte Variabilität beim Tragen der MBT Schuhe reduzierte sich innerhalb der zehn Wochen allerdings für beide Schuhsituationen annähernd auf das gleiche Niveau. Die AutorInnen sehen sich anhand der Ergebnisse in ihrer Vermutung bestätigt, dass das Tragen von instabilen Schuhkonzepten zumindest für eine gewisse Zeitdauer die gewünschte Variabilität in Bewegungsabläufen, vor allem auch in hoch automatisierten Bewegungsabläufen, wie dem Gehen, herbeiführen kann. Stöggel et al. (2010) vermuten, dass instabile Schuhkonzepte daher gezielt dazu genutzt werden könnten, einerseits überbeanspruchte bzw. hauptsächlich genutzte biologische Strukturen im Alltag zu entlasten und gleichzeitig Strukturen, welche nicht bzw. nur geringfügig genutzt werden, verstärkt zu belasten und dadurch gezielt zu trainieren. Dies könnte vor allem auch bei langem, monotonen Stehen oder Gehen auf flachem, geraden Untergrund helfen, Bewegungsmuster aufzulösen und Variabilität zu schaffen.

3.2.3 Einfluss auf biomechanische Aspekte des Gehens – obere Extremitäten

Während des Gehens lässt sich der Körper in zwei Funktionseinheiten unterteilen (Götz-Neumann, 2006, S. 25), den Lokomotor (Becken und Beine) und den Passagier (Oberkörperhälfte und Becken). Aus Sicht der klinischen Ganganalyse kann der Passagier als eigene Einheit angesehen werden, welcher vom Lokomotor transportiert wird. Aus diesem Grund haben sich die bisherigen Untersuchungen wahrscheinlich größtenteils nur auf den Bereich des Lokomotors beschränkt. Allerdings löst der Akt des Gehens in beiden Funktionseinheiten Bewegungen und Muskelaktivitäten aus. Bedenkt man, dass der Passagier ca. 70% der gesamten Körpermasse ausmacht und dieses Gewicht ständig durch kontrollierte Bewegungen der unteren Extremitäten über der Unterstützungsfläche gehalten bzw. kontrolliert werden muss, spielt die Aus- und Aufrichtung des Oberkörpers doch eine

wesentliche Rolle für eine ganzheitliche biomechanische Betrachtungsweise. Zudem werden diese Schuhkonzepte oftmals für den Alltagsgebrauch und nicht nur für rein therapeutische Zwecke beworben und auch so genutzt. MBT gibt beispielsweise an, dass sich durch das Tragen der Schuhe auch eine aufrechtere Haltung beim Gehen einstellen soll⁷.

Daher sollte ein zusätzliches Ziel jeder komplexen biomechanischen Untersuchung dieser Schuhkonzepte sein, die möglichen Effekte auf Oberkörperausrichtung und -haltung zu quantifizieren, um die Wirkung für Personen im Alltag besser abschätzen zu können. Hierzu findet sich allerdings in der bestehenden Evidenz nur eine Untersuchung, welche von New und Pearce (2007) durchgeführt wurde. Die AutorInnen konnten zwar einen signifikanten Einfluss auf Oberkörperflexion und Beckenkipfung in der Phase des initialen Fersenkontakts nachweisen, allerdings unterliegen die Ergebnisse gewissen Einschränkungen, da für die Erfassung der kinematischen Daten lediglich ein zweidimensionales Bewegungsanalysesystem eingesetzt wurde.

⁷ <http://at.mbt.com/Home/Benefits.aspx> (Zugriff am 10.12.2011)

3.3 Zusammenfassung der Evidenzlage

Kurz zusammengefasst wurden folgende Einflüsse durch MBT Schuhe in der Literatur beschrieben:

- (1) Erhöhte COP-Schwankung in medio-lateraler und anterior-posterior Richtung im bipedalen Stand
- (2) Reduktion der Spitzendruckwerte im Mittelfuß- und Fersenbereich sowie eine kompensatorische Erhöhung im Zehenbereich
- (3) Erhöhte Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standbeinphase
- (4) Reduzierter Bewegungsumfang in Hüft- und Kniegelenk in der Sagittalebene
- (5) Geringe Reduktion der Knie- und Hüftgelenkmomente (jedoch wurde hier lediglich ein Trend zur Signifikanz festgestellt)
- (6) Reduktion der Knie-Adduktionsmomente
- (7) Verringerte Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge
- (8) Reduktion der Aktivität des M. tibialis anterior während der ersten 12% des Gangzyklus sowie erhöhte Aktivität während der Schwungbeinphase
- (9) Erhöhte Aktivität des M. vastus medialis und lateralis während der mittleren Standbeinphase
- (10) Erhöhte Variabilität in biomechanischen Parametern während des Gehens mit MBT Schuhen

Betrachtet man die Evidenzlage des bereits eingangs erwähnten Reebok Easy Tone Schuhkonzepts, so gibt der Hersteller zwar an, die beworbenen Effekte der ET Schuhe in eigenständigen Untersuchungen nachgewiesen zu haben, allerdings finden sich dazu in den aktuellen wissenschaftlichen Datenbanken und facheinschlägigen Zeitschriften bis dato noch keine veröffentlichten Studien.

4 Zielsetzung & Hypothesenbildung

„ A good theory should allow us to make statements about the state of the world. Statements about the world are good things: they allow us to make sense of our world, and to make decisions that affect our future.”

(Field, 2009, S. 5)

Aufgrund der noch sehr beschränkten Evidenzlage zur Wirkungsweise von instabilen Schuhkonzepten, der teils inkonsistenten Ergebnisse zu kinetischen Aspekten und fehlender Ergebnisse zur Oberkörperaufrichtung und aufgrund der noch gänzlich fehlenden Evidenz zu dem aktuell von Reebok vorgestellten Schuhkonzept, liegt das Ziel dieser Arbeit in folgenden drei Punkten:

- (1) Quantifizierung der postulierten Instabilitäten im Stehen für beide instabile Schuhkonzepte und einen Kontrollschuh
- (2) Quantifizierung von biomechanischen Parametern für Lokomotor und Passagier während des Gehens mit beiden instabilen Schuhkonzepten und einem Kontrollschuh
- (3) Vergleich der erhobenen Parameter zwischen den instabilen Schuhkonzepten und der Kontrollschuhsituation

Basierend auf der bestehenden Evidenz wird für die hier vorliegende Arbeit folgende Forschungshypothese aufgestellt:

Das Tragen eines Schuhs mit instabiler Sohlenkonstruktion wie der Masai Barfuß Technologie oder der Reebok Easy Tone Technologie führt in den biomechanischen Abläufen des Gehens und Stehens zu Veränderung.

Des Weiteren wurden für die Testsituation MBT/ET sowie für die einzelnen Bereiche der biomechanischen Parameter (Kinematik, Kinetik, Muskelaktivitäten) einzelne Forschungshypothesen aufgestellt (siehe folgende Kapitel).

Für die Überprüfung einer wissenschaftlichen Forschungshypothese ist es laut Bortz und Schuster (2010, S. 98) notwendig, die Forschungshypothese in statistische Hypothesen zu überführen. In der Regel kann man zwischen gerichteten und ungerichteten statistischen Hypothesen unterscheiden. Von einer ungerichteten Hypothese wird dann gesprochen, wenn irgendein Unterschied/Zusammenhang postuliert wird, ohne dessen Richtung vorzugeben. Dies macht vor allem dann Sinn, wenn aus der Literatur heraus noch keine Hinweise über dessen Richtung ableitbar sind. Besteht jedoch der Grund zur Annahme, dass ein zu überprüfender Effekt in eine ganz bestimmte Richtung ausfallen wird, so ist es möglich, die statistische Hypothese gerichtet zu formulieren. Vorteil dieser Variante ist, dass bei der anschließenden statistischen Überprüfung einseitig getestet werden kann und dementsprechend eine höhere statistische Power resultiert. Der Nachteil besteht darin, dass man theoretisch keine weiteren Aussagen treffen darf, sollte der Effekt doch in die andere Richtung ausschlagen. Für die instabile Sohlenkonstruktion MBT bestehen bereits einige Studien, wie im vorigen Kapitel ausgeführt. Daher wäre hier grundsätzlich die Formulierung von gerichteten Hypothesen möglich. Aufgrund der Tatsache, dass allerdings innerhalb der bestehenden Evidenz noch teilweise kontroverse Ansichten und Ergebnisse bestehen, wurde darauf verzichtet und es wurden lediglich ungerichtete statistische Hypothesen formuliert. Alle statistischen Tests in dieser Arbeit wurden daher dementsprechend zweiseitig durchgeführt.

4.1 Forschungshypothesen für die MBT Testsituation

Folgende Forschungshypothesen wurden für die MBT-Gruppe aufgestellt:

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivitäten des Lokomotors:

H1: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

H2: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinetischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

H3: Es gibt einen signifikanten Unterschied in den Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

Kinematik des Passagiers:

H4: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern des Oberkörpers zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

Center Of Pressure Schwankungen:

H5: Es gibt einen signifikanten Unterschied in der anterior-posterior und medio-lateralen COP Schwankung zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Stehen.

4.2 Forschungshypothesen für die ET Testsituation

Folgende Forschungshypothesen wurden für die ET-Gruppe aufgestellt:

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivitäten des Lokomotors:

- H6: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.
- H7: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinetischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.
- H8: Es gibt einen signifikanten Unterschied in den Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

Kinematik des Passagiers:

- H9: Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern des Oberkörpers zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.

Center Of Pressure Schwankungen:

- H10: Es gibt einen signifikanten Unterschied in der anterior-posterior und medio-lateralen COP Schwankung zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Stehen.
-

5 Methoden

The transformation of biomechanics from an observational and intuitive science to one based on quantification and mathematical analysis created an exciting new perspective for the analysis of human movement and locomotion.

(Nigg & Herzog, 2007, S. 30)

In Folge wird das methodische Vorgehen dieser Arbeit näher beschrieben. Dies beinhaltet die Beschreibung der TeilnehmerInnen, des Rekrutierungsprozesses, des Studiendesigns, der Vorgehensweise zur Abschätzung der notwendigen Fallzahl, des Studienprotokolls sowie eine Beschreibung der verwendeten Messkette.

5.1 TeilnehmerInnen (TN)

Insgesamt wurden 28 gesunde StudentInnen (N = 28, Männer = 14, Frauen = 14) aus der Fachhochschule St. Pölten für diese Studie herangezogen. Davon wurden jeweils 14 TN der MBT und 14 TN der ET Gruppe zugeordnet. Ein- und Ausschlusskriterien wurden wie folgt definiert: alle TN mussten gesund und frei von orthopädischen Erkrankungen/Problemen und Schmerzen sein, sowohl für die oberen als auch die unteren Extremitäten. Des Weiteren mussten vergangene orthopädische Probleme/Verletzungen zum Zeitpunkt der Testung mindestens sechs Monate zurück liegen. Sollten TN instabile Schuhkonzepte bereits in Verwendung gehabt haben, so wurden auch diese aus der Untersuchung ausgeschlossen. Alle TN wurden vor Beginn der Studie über die geplante Maßnahmen und Datenaufzeichnung informiert und haben vor Studienstart eine TeilnehmerInneninformation und Einwilligungserklärung unterschrieben. Die Studie selbst wurde durch die Ethikkommission der Medizinischen Universität Wien am 11. Jänner 2011 genehmigt (EK Nr.: 1124/2010).

5.2 Studiendesign

Die Studie wurde für die MBT- und ET-Gruppe jeweils getrennt durchgeführt. Die Daten für die MBT Gruppe wurden in den Monaten Juli und August (2011) an insgesamt drei Tagen aufgezeichnet. Daten für die ET Gruppe wurden im September (2011) an insgesamt fünf Tagen erhoben. Vor den eigentlichen Datenaufnahmen wurden die TN beider Gruppen aufgefordert, die jeweiligen Schuhe in einem Zeitraum von zwei Wochen vor der eigentlichen Messung so oft wie möglich während des Tages zu tragen, um sich an das Schuhwerk zu gewöhnen. Zudem wurden die TN der MBT Gruppe vor dieser

Angewöhnungsphase von einem offiziellen MBT-Trainer in das Gehen mit dem MBT Schuhkonzept eingeschult. Dem Konzept der Reebok Easy Tone Schuhe liegt keine Einschulung für das Gehen zugrunde, da diese Schuhe direkt für den Verkauf im Handel konzipiert sind. Daher wurden die TN der ET-Gruppe mit den Schuhen ausgestattet, erhielten allerdings keine Einschulung in das Gehen.

5.3 Stichprobengröße - Fallzahlschätzung

Das Signifikanzniveau wurde in dieser Studie mit $p = 0,05$ festgelegt. Die Stichprobengröße wurde basierend auf einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ und einer Test-Stärke von 80% ($P = 0,8$; $\beta = 0,2$) nach der Formel von Lieber (1990) abgeschätzt:

$$\text{Gl. 10} \quad n = 2 \left(\frac{\sigma}{\delta} \right)^2 (t_{\alpha, v} + t_{2(1-P), v})^2$$

Wobei n die Anzahl an TN pro Gruppe ist, σ die Standardabweichung (SD) der Grundpopulation (entspricht in diesem Fall der Kontroll-Gruppe), δ der zu erwartende Effekt für einen Parameter, α das Signifikanzniveau ($p = 0,05$; Wahrscheinlichkeit einen Typ I Fehler zu begehen), v Anzahl der Freiheitsgrade, $t_{\alpha, v}$ t-Wert für dazugehöriges α und der Anzahl an Freiheitsgraden (v) und P die gewünschte statistische Teststärke (Power).

Beim genaueren Betrachten der Gleichung fällt auf, dass durch steigende Variabilität in der Grundpopulation n größer wird. Daher ist es laut Lieber (1990) umso wichtiger, alle möglichen Fehlerquellen in Studiendesign und Datenerhebung bestmöglich zu kontrollieren. Ähnlich verhält es sich mit dem zu erwartendem Effekt: erwartet man daher einen Effekt der etwa gleich groß ist wie die SD der Grundpopulation, benötigt man voraussichtlich eine wesentlich höhere Anzahl an TN als bei einem zu erwartendem Effekt der ein Vielfaches der SD der Grundpopulation ist.

Der Prozess der Stichprobenumfangsschätzung nach Lieber (1990) ist ein iterativer Prozess. Das bedeutet, dass zunächst der Stichprobenumfang geschätzt werden muss, danach die Gleichung (Gl. 10) mit der geschätzten Anzahl aufgelöst wird und danach mit der „besseren“ Umfangsschätzung eine neue Berechnung durchgeführt wird. Die erste Schätzung der Stichprobengröße wurde in Anlehnung an bereits bestehende Publikationen und deren TN-Anzahl (Boyer & Andriacchi, 2009; Buchecker et al., 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006; Romkes et al., 2006) durchgeführt und auf $n = 12$ festgelegt.

Für die Berechnung der Freiheitsgrade v (welche für die anschließende Ermittlung der entsprechenden t-Werte notwendig ist) wurde die folgende Gleichung verwendet (Lieber, 1990):

$$\text{Gl. 11} \quad v = a(n - 1)$$

Wobei a die Anzahl der Gruppen (in der vorliegenden Studie ist $a = 2$; MBT- bzw. ET- und Kontroll-Gruppe) und n die zuvor geschätzte Anzahl an TN pro Gruppe sind. Für diese Studie ergab sich folgender Freiheitsgrad:

$$\text{Gl. 12} \quad v = 2(12 - 1) = 22$$

Aus einer t-Tabelle wurden danach für $v = 22$ und den zuvor bereits festgelegten Signifikanzniveaus $p = 0,05$ und $p = 0,2$ ($1-P$) die beiden t-Werte ($t_{\alpha,v}$; $t_{2(1-P),v}$) ermittelt:

$$\text{Gl. 13} \quad t_{\alpha,v} = 1,717$$

$$t_{2(1-P),v} = 0,8583$$

Die ermittelten Werte wurden in die Gleichung (Gl. 10) eingesetzt. Des Weiteren wurden in Anlehnung an bereits publizierte Ergebnisse (Romkes et al., 2006) und dem methodischen Vorgehen von Chung et al. (2010) eine durchschnittliche Effektgröße für kinematische Parameter von $4,84^\circ$ und eine SD von $4,18^\circ$ angenommen. Dabei wurde auf folgende kinematischen Daten von Romkes et al. (2006) zurückgegriffen (in der Sagittalebene): Range of Motion (RoM) für Hüfte, Knie und Sprunggelenk während der Standbeinphase; maximale Flexion und Extension der Hüfte, Knieflexion während der Initial Contact und Mid Stance Phase (IC flexion, MS min flexion), maximale Knieflexion, Dorsalflexion des Sprunggelenks während Initial Contact und Terminal Stance Phase (IC dorsiflexion, TS dorsiflexion).

$$\text{Gl. 14} \quad n = 2 \left(\frac{4,18}{4,84} \right)^2 (1,717 + 0,8583)^2 \cong 9,9$$

Wiederholt man die Berechnung mit dem Ergebnis aus Gleichung (5) so kommt man auf eine ähnliche Stichprobengröße ($t_{\alpha,v} = 1,734$, $t_{2(1-P),v} = 0,862$; $n = 10,1$). Daher erscheinen die geplanten 14 TN pro Gruppe ausreichend.

5.4 Studienprotokoll

Für jeden TN wurde insgesamt eine Aufnahmezeit von drei Stunden eingeplant. Innerhalb dieser drei Stunden wurden alle notwendigen Daten sowohl für den Kontrollschuh als auch für den Testschuh (MBT oder ET) erhoben und aufgezeichnet. Als Kontrollschuh dienten bequeme Straßen- oder Sportschuhe, welche die ProbandInnen normalerweise in ihrer Freizeit trugen. Ausgeschlossen waren Sandalen in jeder Form, festes Schuhwerk, wie Berg- oder Wanderschuhe sowie Schuhe mit Absatz. In einem ersten Schritt wurden

anthropometrische Daten wie Körpermasse, Körpergröße, Alter und Geschlecht erhoben. Danach wurde jeweils das dominante Bein bestimmt. Hierfür wurden die TN aufgefordert einen Ball dem Testleiter mit dem Fuß zu zupassen. Das Bein mit dem die TN den Ball getreten haben, wurde als das dominante erachtet (Bisson, McEwen, Lajoie, & Bilodeau, 2010; Zoladz et al., 2007). Danach erfolgten insgesamt vier COP Messungen im Stehen für die Normalschuh- und Testschuhsituation. In weiterer Folge wurden nach den Empfehlungen von SENIAM (Hermens et al., 2010) die Elektrodenpositionierungen bestimmt und mit einem Stift an der Haut markiert. Dann erfolgten die Hautvorbereitung und das Aufkleben der EMG-Elektroden. In einem weiteren Schritt wurden analog zu den Vorgaben des Plug-In-Gait Modells (siehe Kapitel 5.5.2) die Marker auf der Haut aufgeklebt.

Nach Anbringung aller notwendigen Marker und Elektroden wurde den TN die Versuchsdurchführung erklärt. In der MBT Gruppe wurden für alle TN immer zuerst die normalen Schuhe getragen und danach die MBT Schuhe. In der Reebok Gruppe wurden zufällig sieben TN ausgewählt, welche zuerst die normalen Schuhe getragen haben. Die anderen sieben TN trugen zuerst die ET Schuhe⁸. Der Ablauf der eigentlichen Messungen sah so aus, dass in Absprache mit den TN ein Anlaufweg von mindestens sieben Metern zur Kraftmessplatte gewählt und durch eine Holzfigur markiert wurde. Den TN wurden vor den eigentlichen Aufnahmen so viel Zeit wie notwendig eingeräumt, um sich an das Gehen im Labor zu gewöhnen. Erst wenn die TN in der Lage waren, die Kraftmessplatte mit dem Referenzbein bei selbstgewählter Gehgeschwindigkeit regelmäßig zu treffen wurden die Aufnahmen gestartet. Die TN wurden aufgefordert auf einer definierten Gangstrecke von insgesamt zehn Metern Länge, mehrmals bei frei gewählter Gehgeschwindigkeit hin und retour zu gehen (Boyer & Andriacchi, 2009; Buchecker et al., 2010; Romkes et al., 2006). Des Weiteren wurden sie strikt darauf hingewiesen, nicht auf den Boden oder auf die Kraftmessplatte zu achten sondern ihrem natürlichen Gangrhythmus zu folgen. Während der eigentlichen Aufnahmen wurde für jeden Versuch vom Testleiter kontrolliert, ob der Kraftmessplattentreffer mit dem Referenzbein gültig war oder nicht. Insgesamt wurden zehn Aufnahmen jeweils für die Normalschuh- und die Testschuhsituation aufgezeichnet, wobei im Anschluss pro Aufnahme immer ein Gangzyklus untersucht wurde.

⁸ Siehe entsprechende Erklärung in der Diskussion zu den Weg-Zeit-Parametern in Kapitel 7.1

5.5 Messeinrichtungen

Die Datenaufnahme wurde am Zentrum für Sportwissenschaft der Universität Wien im Labor der Abteilung Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik durchgeführt.

5.5.1 Kistler – Mehrkomponenten Kraftmessplatte

In der klinischen und biomechanischen Gang- und Bewegungsanalyse sind Kraftmessplatten ein weit verbreitetes Messinstrument. Mit ihnen können Bodenreaktionskräfte und –reaktionsmomente zeitaufgelöst erfasst werden. In der hier vorliegenden Arbeit wurde eine Kraftmessplatte vom Typ 9281B11 (KISTLER, Winterthur, CH) verwendet, welche eben in den Boden des Labors eingelassen war. Die Bodenreaktionskräfte wurden zeitsynchron zu den kinematischen Daten mit einer Aufnahme­frequenz von 1000Hz erfasst.

5.5.2 VICON - Positionserfassungssystem

Kinematische Daten wurden mittels des optoelektronischen VICON Motion Capture Systems (VICON, Oxford, UK) aufgezeichnet. Das System beinhaltete insgesamt sechs 1,3 MP und zwei 4,0 MP Infrarot-Kameras, welche über ein MX Net miteinander verbunden waren. 35 retroreflektierende sphärische Marker wurden entsprechend dem Plug-In-Gait Marker-Set (VICON) an der Haut- und Schuhoberfläche der TN angebracht (Abbildung 18). Die Kameras wurden so aufgestellt, dass die TN ungehindert mindestens 10 Meter geradeaus bei selbstgewählter Geschwindigkeit gehen konnten, und genügend Anlauf- sowie Abbremsstrecke zur Verfügung stand (Abbildung 18).

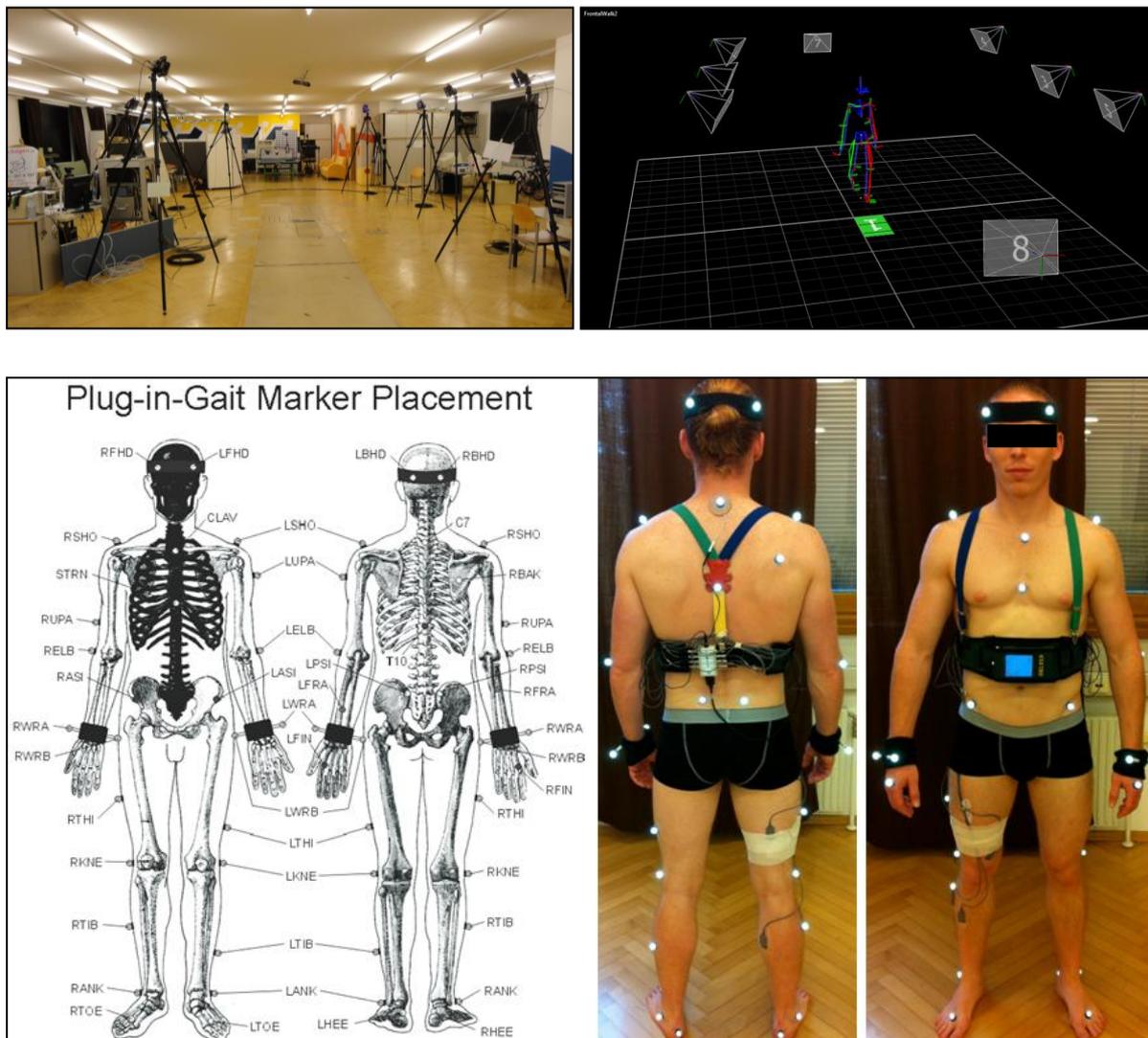


Abbildung 18 OBEN: Kamerasetup bestehend aus insgesamt acht Kameras. Die grüne Fläche in der Mitte des Observationsvolumens ist die verwendete Kraftmessplatte. UNTEN: Das Marker Setup des VICON Plug-In-Gait besteht aus insgesamt 35 sphärischen reflektierenden Markern mit einem Durchmesser von 14mm.

Kinematische Daten wurden mit 200Hz aufgezeichnet und mit der Software VICON Nexus (v.1.6), MatLab (MathWorks 7.12.0 R2011a) sowie einer Toolbox für die Bearbeitung von *.C3D Files in MatLab (Walker & Rainbow, 2011) aufbereitet und ausgewertet (siehe Anhang A: Quellcode MatLab Auswertung).

5.5.3 Delsys -Elektromyographie

Elektromyographische Daten wurden mit Hilfe des drahtlosen Myomonitor EMG-Systems (DELSYS, Boston, Massachusetts, USA) mit einer Aufnahmefrequenz von 1000Hz zeitsynchron mit den kinematischen und kinetischen Daten aufgezeichnet. Insgesamt wurden folgende Muskeln erfasst: M. vastus medialis (VM), M. vastus lateralis (VL), M. biceps femoris (BF), M. tibialis anterior (TA), M. gluteus maximus (GM),

M. gastrocnemius medialis (GMM), und M. peroneus longus (PL). Die Hautvorbereitung und die Elektrodenklebung wurden nach den Richtlinien der European recommendations for surface electromyography – SENIAM (Hermens et al., 2010) durchgeführt. An den Stellen der Elektrodenklebungen wurde mit einem Einwegrasierer die Behaarung entfernt sowie die erste Hornschicht der Haut etwas aufgeraut und danach mit einer speziellen Hautreinigungslösung der Firma EVERY die Haut weiter vorbereitet. Die Referenzelektrode wurde entsprechend der Empfehlung von Freriks et al. (1999 In: Banzer et al., 2003, S. 170) am Handgelenk der TN angelegt. Um Kabelartefakte zu vermeiden, die Bewegungsfreiheit der TN aber nicht einzuschränken, wurden 10 cm breite elastische Fixierbinden (Pehahaft) verwendet, um die Kabel zu fixieren (siehe dazu als Beispiel Abbildung 18). Je nach Notwendigkeit wurden die Kabel der Elektroden des Oberschenkels und/oder Unterschenkels mit diesen Binden fixiert.

5.5.4 Datenaufbereitung, -filterung und -reduktion

Kinematische und kinetische Daten wurden wie bereits oben erwähnt mit dem Programm VICON Nexus aufgezeichnet und in dem dafür vorgesehen Datenformat *.C3D als Rohdaten abgespeichert. In VICON Nexus selbst wurden die Rohdaten der Kraftmessplatte (sowohl die Daten der COP-Versuche als auch die Daten der Ganganalyse) mit einem zero-lag Butterworth Filter 4ten Ordnung und einer Cut-Off Frequenz von 6Hz gefiltert. Kinematische Daten wurden mit demselben Filter und einer Cut-Off Frequenz von 40Hz gefiltert. Auswahl und Einstellungen der Datenfilterung wurde analog zu bestehenden Studien und zu generellen Empfehlungen in der Literatur getroffen (Buchecker et al., 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006; Romkes et al., 2006; Winter, 2005). Erst nach der Filterung der Daten wurden mittels des Plug-In-Gait die inversdynamischen Berechnungen in VICON Nexus durchgeführt. Die Modelloutputs selbst wurden nicht weiter gefiltert. Die aufbereiteten Daten wurden danach wieder als *.C3D Files abgespeichert. Die zeitsynchronen EMG-Daten wurden in dem DELSYS spezifischen Datenformat *.emg abgespeichert. Die Aufbereitung der EMG Rohdaten wurde in MatLab (siehe Anhang A) durchgeführt. In einem ersten Schritt wurden die EMG Rohdaten mit einem Butterworth Bandpassfilter 4ter Ordnung und den beiden Cut-Off Frequenzen von 20 und 499Hz gefiltert um Bewegungs- und Kabelartefakte zu eliminieren. Danach erfolgte die Gleichrichtung der EMG Signale. Aus diesen Signalen wurden unter Verwendung eines Butterworth Filters 4ter Ordnung und einer Cut-Off Frequenz von 10Hz jeweils eine Hüllkurve gebildet (siehe Abbildung 19).

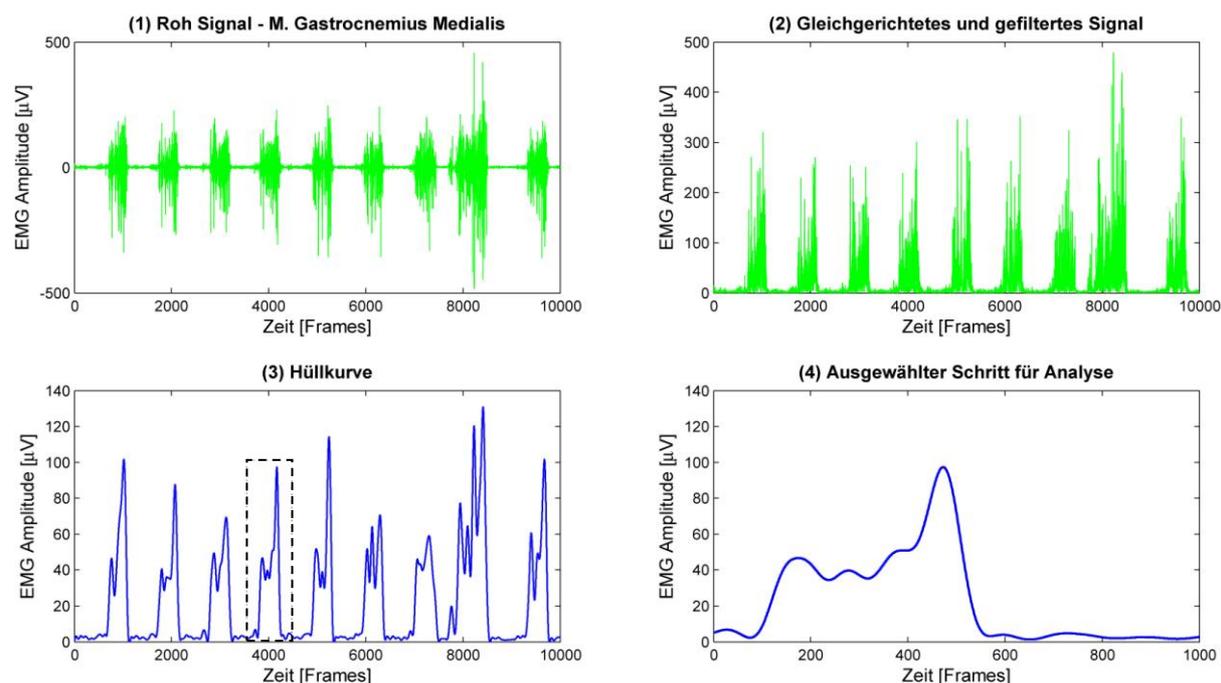


Abbildung 19 Schematischer Verlauf der einzelnen Datenaufbereitungsschritte für die EMG Daten anhand eines Beispiels (M. Gastrocnemius medialis): (1) Roh Signal, (2) Bandpassfilterung und Gleichrichtung, (3) Hüllkurvenbildung und (4) Datensatz auf ausgewählten Gangzyklus zurechtschneiden. Das gestrichelte Rechteck (3) zeigt den ausgewählten Gangzyklus für die weitere Analyse.

Die Wahl der Cut-Off Frequenz zur Bildung der Hüllkurve wurde dabei an Empfehlungen der aktuellen Literatur (Shiavi, Frigo, & Pedotti, 1998; Winter, 2005) angelehnt (welche ca. zwischen 3 und 10Hz liegen) und durch experimentelles Erproben ermittelt. Hierzu wurde ein zufällig ausgewählter Datensatz mit unterschiedlichen Cut-Off Frequenzen in der Reihenfolge von 3 bis 10 Hz gefiltert und jeweils einer visuellen Inspektion unterzogen. Im Anschluss daran wurde die schlussendliche Cut-Off Frequenz anhand der Form der Hüllkurven ausgewählt. Kriterien für die Entscheidungsfindung waren (1) keine wellenartigen (fast sinusförmigen) Hüllkurvenausprägungen, (2) die individuelle Ausprägung von lokalen Maxima und Minima des Roh-Signals sollte in der Hüllkurve representiert sein und (3) entsprechend hochfrequente Anteile sollten möglichst eliminiert werden, ohne, dass dabei zu wellenförmige Hüllkurven entstehen.

Um die Daten in weiterer Folge auf biomechanische Parameter für die anschließenden Analysen reduzieren zu können, war es aufgrund der natürlichen Variabilität in Schrittlänge, -dauer und -zeit sowohl innerhalb eines TN aber auch zwischen den einzelnen TN notwendig, Gangzykluseinteilungen zu treffen und alle Daten auf diese Zykluseinteilungen zeitlich zu synchronisieren und zu normieren. Konrad (2005, S. 36) beschreibt, dass selbst in hochstandardisierten Bewegungsmustern, wie dem normalen Gang, eine signifikante Differenz zwischen den Einzelzyklen erkennbar ist. Dies kann voraussichtlich auf die

zufallsartige Natur der Überlagerung von MUAPs (Motor Unit Action Potential) während der Bewegungssteuerung, aber vor allem auch auf die koordinative Variabilität, die sich in allen menschlichen Bewegungen findet, zurückgeführt werden.

In der Literatur besteht eine Vielzahl von Empfehlungen, wie bei der zeitlichen Normierung von Ganganalysedaten vorgegangen werden soll. Diese reichen von der klassischen linearen Interpolation bis hin zu komplexeren Methoden, wie beispielsweise der sogenannten Piecewise Linear Length Methode. Bei dieser Methode werden in einer Trajektorie Points Of Interest (POI), also markante Punkte gesucht, und jeweils die einzelnen Trajektorien stückweise über die Zeiträume zwischen den POI zeitnormalisiert und danach wieder zusammengefügt. Einen guten Überblick, sowie Vor- und Nachteile der jeweiligen Methoden, geben Helwig et al. (2011). Für die Daten der hier vorliegenden Arbeit wurde auf die klassische Methode der linearen Interpolation zwischen zwei aufeinander folgenden Fersenkontakten mit dem Boden (Initial Contact – IC) desselben Beins zurückgegriffen. Die Begründung für diese Entscheidung liegt vor allem darin, dass die Ergebnisse dadurch zur bestehenden Evidenz besser vergleichbar sind, da auch bei diesen Studien vorwiegend auf diese Normalisierungsmethode zurückgegriffen wurde.

Für die Auswertung der Bodenreaktionskräfte wurde daher das gesamte Zeitintervall der Standbeinphase gewählt. Dies entspricht der Phase vom ersten Fersenkontakt (IC) bis zum Abheben der Zehe des gleichen Beins von der Kraftmessplatte (Toe Off, TO). Alle anderen Daten wurden über einen gesamten Gangzyklus (IC bis folgender IC des gleichen Beins) normiert. Die genaue Nomenklatur der Gangphaseneinteilung wird im Kapitel 5.6.2 beschrieben.

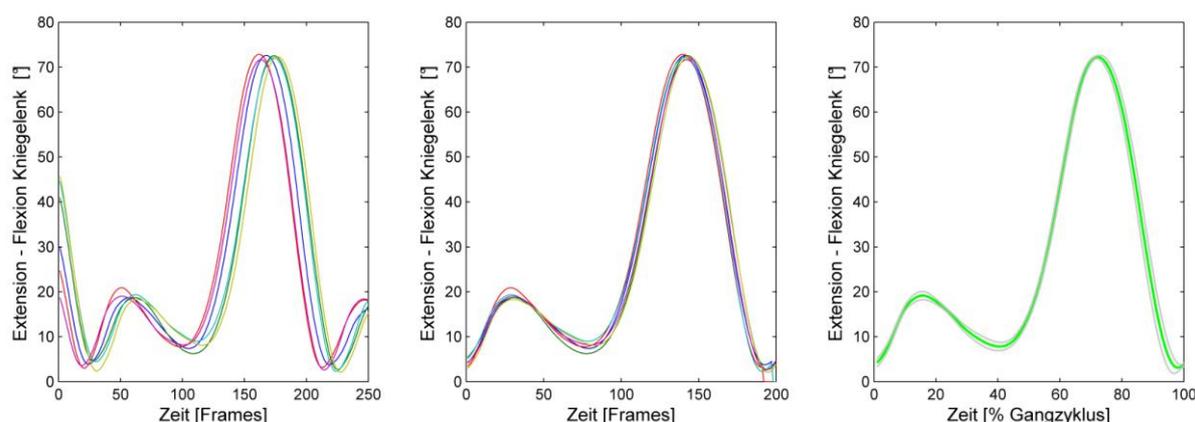


Abbildung 20 LINKS: sechs exemplarische Trials für den Kniewinkelverlauf in der Sagittalebene ohne zeitliche Normierung und ohne zeitliche Synchronisierung über den Gangzyklus (IC – IC). MITTE: Dieselben Daten zeitlich synchronisiert über einen Gangzyklus. RECHTS: Zeitnormierung auf 100% des Gangzyklus. Grün: Mittelwert der sechs Trials, Grau \pm Standardabweichung.

Basierend auf den Empfehlungen von Shiavi et al. (1998) und um zufällige Abweichungen oder auch Zufallsfehler in der Auswertung zu vermeiden, wurde neben der Zeitnormierung für jede Person und jede Schuhsituation jeweils eine Mittelwertskurve aus drei bzw. sechs der erhobenen Versuche gebildet (für die COP- und die Ganganalysedaten). Shiavi et al. (1998) empfehlen speziell für Ganganalysedaten zumindest sechs Gangzyklen zu mitteln um repräsentative Ergebnisse zu erhalten. Die Daten selbst wurden in MatLab zeitlich jeweils auf 100 Werte (=100%) normiert (siehe Anhang A). Das bedeutet, dass alle Datenreihen nach der zeitlichen Normierung jeweils 100 Messwerte aufwiesen. Erst dadurch wurden die unterschiedlichen Versuche vergleichbar (siehe Abbildung 20). Danach wurden pro Person und Testsituation jeweils die Mittelwertskurven gebildet.

5.5.5 Fehler der Messkette

Das folgende Kapitel soll Aufschluss über mögliche Messfehler und Ungenauigkeiten der verwendeten Messkette geben, um die späteren Ergebnisse im Kontext dieser Messfehler besser interpretieren zu können.

Die dreidimensionale Gang- und Bewegungsanalyse stellt nach Groen et al. (2012) ein gängiges Verfahren in der klinischen Beurteilung von Weg-Zeit-Parametern, Kinematik und Kinetik von PatientInnen mit unterschiedlichsten Pathologien dar. Sie wird sowohl im Prozess der klinischen Entscheidungsfindung und –begründung als auch zur Evaluation von implementierten Interventionen bei PatientInnen mit Gangstörungen, Zerebralpareesen, Herzinfarkt und Personen mit Amputation der unteren Extremitäten eingesetzt. Groen et al. (2012) streichen, speziell im Kontext der medizinischen Entscheidungsfindung, die Wichtigkeit von reliablen Ergebnissen dieser Systeme heraus. In der Literatur finden sich dazu bereits einige Studien, welche die Inter- und Intratesterreliabilität solcher Systeme untersucht haben (Gorton, Hebert, & Gannotti, 2009; Kadaba et al., 1989a; Mackey, Walt, Lobb, & Stott, 2005; Steinwender et al., 2000; Yavuzer, Oken, Elhan, & Stam, 2008). Ein systematischer Review von McGinley et al. (2009) konnte zeigen, dass vor allem die Reliabilität in Frontal- und Sagittalebene moderat bis hoch ist, allerdings eher niedrigere Werte für varus-valgus Stellung im Kniegelenk und generell für Parameter der Transversalebene existieren. Dies ist ein Grund, warum in dieser Arbeit lediglich Daten der Sagittal- und Frontalebene ausgewertet wurden.

Messfehler (Variabilität) von Bewegungsanalysedaten können laut bestehender Literatur auf großteils fünf Faktoren zurückgeführt werden (Chiari, Della Croce, Leardini, & Cappozzo, 2005; Della Croce, Leardini, Chiari, & Cappozzo, 2005; Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo, 2005):

- (1) Fehler basierend auf der Messtechnik selbst (z.B.: Linsenverzerrung der Kameras)
- (2) Artefakte durch Hautverschiebungen
- (3) physiologische Variabilität in der Bewegung
- (4) unterschiedliche Verfahren in der Anthropometrie sowie
- (5) falsche bzw. ungenaue Markerplatzierung

Ein weiterer Grund für Messfehler in der Bewegungsanalyse liegt in der unterschiedlichen Auslegung der diversen Manuals biomechanischer Modelle sowie in der Schwierigkeit von größeren anatomischen Flächen (z.B.: laterale Fläche des Kniegelenks) auf den anatomischen „Kennpunkt“ für die Markerplatzierung schließen zu können. Laut Ergebnissen von zwei Studien (Della Croce, Cappozzo, & Kerrigan, 1999; Della Croce et al., 2005) besteht im Mittel eine intra-observer Reliabilität im Identifizieren von anatomischen Kennpunkten von 5 bis 21 mm und eine inter-observer Reliabilität von 12 bis 25 mm. Ein solcher Fehler kann in den weiteren Berechnungen zu erheblichen Folgefehlern führen. Speziell für das Kniegelenk konnte das auch beispielsweise von Groen et al. (2012) und Szczerbik und Malgorzata Kalinowska (2011) gezeigt werden. Um diesen Fehler für die hier vorliegende Arbeit möglichst gering zu halten, wurden alle Marker aller ProbandInnen nur durch den Testleiter selbst angebracht, sowie fanden eine Vielzahl an Pretests statt, um Routine im Identifizieren der anatomischen Kennpunkte und Anbringen der Marker zu erlangen.

Die Messgenauigkeit des Positionserfassungssystems VICON selbst wurde von Windolf, Götzen und Morlock (2008) evaluiert. Mit Hilfe eines eigens konstruierten Kalibrierroboterarms wurde ein vier Kamera VICON System auf seine Genauigkeit hin überprüft, außerdem wurde getestet, wie sich Kameraposition, Markergröße und Größe des Observationsvolumens auf die Genauigkeit der Markerrekonstruktion auswirken. Für ein ordentlich justiertes Kamerasetup konnten sie eine Messgenauigkeit von bis zu $63 \pm 5 \mu\text{m}$ feststellen. Allerdings muss dieses Ergebnis in Kontext des sehr kleinen Observationsfeldes interpretiert werden. Die Analyse der Messfehler fand für ein Observationsfeld von insgesamt $180 \times 180 \times 150 \text{ mm}^3$ (L x B x Höhe) statt. Das für diese Studie verwendete Observationsfeld betrug ungefähr eine Größe von $5000 \times 2000 \times 2000 \text{ mm}^3$, daher etwa das Vierzigfache. Allerdings wurden in dem hier verwendeten Setup acht Kameras, in dem von Windolf et al. (2008) nur vier Kameras verwendet. Zudem lag die Auflösung der einzelnen CCD-Sensoren für das hier verwendete Setup zwischen 1,3 und 4,0 Megapixel, Windolf et al. (2008) haben hingegen lediglich MCam-60 Kameras mit einer geringeren Auflösung verwendet. Trotzdem, basierend darauf, kann grundsätzlich davon ausgegangen werden,

dass Bewegungsanalysensysteme wie das VICON System bei sorgfältiger Kalibrierung und Kamerapositionierung eine ausreichende Genauigkeit für die klinische Ganganalyse bieten.

In dieser Arbeit wurde der mittlere Positionsfehler des VICON Systems empirisch auf 0,5 mm abgeschätzt. Hierzu wurde von 10 zufällig ausgewählten Trials ($t = 1 \dots 10$) die Standardabweichung σ_t der Distanz zwischen zwei Markern (RWRA und RWRB, siehe VICON Plug-In-Gait Markerset, vgl. Abbildung 18), welche auf einem ca. 14 Zentimeter langen Stab befestigt waren, über alle Frames ($j = 1 \dots m$) pro Versuch ermittelt. Dies wurde für beide Testsituationen, MBT und ET, durchgeführt, da das System zwischen diesen beiden Testsituationen neu aufgebaut und kalibriert werden musste. Die Daten der Trials wurden vor der Berechnung der Standardabweichung entsprechend der weiter oben bereits beschriebenen Prozedur in Kapitel 5.5.4 aufbereitet. Danach wurde die Gesamtstandardabweichung σ_g für alle Versuche und alle Frames berechnet und als Maß für den mittleren Positionsfehler herangezogen. Tabelle 1 zeigt die empirisch ermittelten mittleren Distanzen \bar{L}_t und Standardabweichungen σ_t für alle Versuche, sowie den Maximalabstand aller Messwerte vom Mittelwert pro Versuch $\max_t(|\bar{L} - L_j|)$ und die berechnete Gesamtstandardabweichung σ_g . Zur generellen Berechnung der Standardabweichung wurde Gleichung (Gl. 15) herangezogen, wobei n für die Anzahl der Elemente x steht und i die Iteration für die Elemente angibt.

$$\text{Gl. 15} \quad \sigma = \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

Tabelle 1 Versuch zur Abschätzung des mittleren Fehlers für das VICON System für beide Testsituationen

MBT Testsituation				ET Testsituation			
Versuche ($t = 1 \dots 10$)	\bar{L}_t [mm]	σ_t [mm]	$\max_t(\bar{L} - L_j)$ [mm]	Versuche ($t = 1 \dots 10$)	\bar{L}_t [mm]	σ_t [mm]	$\max_t(\bar{L} - L_j)$ [mm]
1	139,6	0,1	0,3	1	136,7	0,2	0,7
2	139,6	0,2	0,5	2	139,4	0,6	3,1
3	139,5	0,3	0,8	3	136,4	0,3	1,6
4	139,8	0,4	0,9	4	136,7	0,3	0,6
5	139,6	0,2	0,5	5	139,6	0,3	0,9
6	139,5	0,2	0,6	6	136,9	0,7	3,1
7	139,9	0,9	3,1	7	136,9	0,7	3,0
8	137,0	0,9	2,9	8	136,6	0,6	3,1
9	136,7	0,8	3,3	9	136,6	0,6	3,1
10	136,4	0,7	3,5	10	136,9	0,6	2,7
Mittelwert bzw. σ_g	138,5	0,5	1,6	Mittelwert bzw. σ_g	137,3	0,5	2,2

Ähnlich zu den Ergebnissen von Windolf et al. (2008) liegt der empirisch geschätzte Positionsfehler des verwendeten Bewegungsanalyse-Systems mit 0,5 mm in einem durchaus annehmbaren Bereich.

Neben dem Fehler, welcher auf der Messungenauigkeit der einzelnen Systeme der Messkette basiert, sollte auch ein Verständnis über den gewählten Ansatz der biomechanischen Modellierung (Plug-In-Gait Modell, VICON) zur Berechnung der kinematischen und kinetischen Parameter vorhanden sein, um die Ergebnisse besser verstehen und interpretieren zu können. Diese Modelle werden in der Regel dazu verwendet, um aus den Trajektorien des gewählten Marker-Setups kinematische und kinetische Parameter für die einzelnen Gelenke zu berechnen. Fast alle kommerziell verfügbaren Systeme für (klinische) Gang- und Bewegungsanalyse verwenden laut Baker (2006) eine Variation des sogenannten *Conventional Gait Models* (Baker & Rodda, 2003), welches laut Baker und Rodda auch unter dem Namen Newington, Gabe, Davis (1991), Helen Hayes, Kadaba (1989a, 1990) oder aber VICON Clinical Manager (VCM, eine frühere Version des Plug-In-Gait) referenziert wird. Nachteil der bestehenden Ansätze liegt vor allem darin, dass die Modelle und die dementsprechenden Marker-Setups damals in Hinblick auf eine möglichst geringe Anzahl an notwendigen Markern erstellt und konstruiert wurden, da die Positionserfassungssysteme damals lediglich in der Lage waren eine geringe Anzahl an Marker gleichzeitig zu erfassen. Das in dieser Arbeit verwendete Plug-In-Gait Modell ist eine Weiterentwicklung des bereits oben erwähnten VCM Modells und basiert laut VICON (Vicon Motion Systems, 2010, S. 2) auf dem „... Newington-Helen Hayes gait model.“. Als Referenz gibt VICON in diesem Fall die Publikationen von Davis und Ounpuu und Kadaba et al. (1991; 1990) an. Dieses hierarchische Modell benötigt zur Bestimmung eines Segments jeweils das proximale Segment. Grundsätzlich kann das Modell in zwei Ansätze unterteilt werden: (1) in ein kinematisches Modell, zur Bestimmung der einzelnen Körpersegmente und der entsprechenden Gelenkwinkel für alle drei Körperebenen und (2) in ein kinetisches Modell, welches im Anschluss daran den definierten Segmenten Massen und Trägheitsmomente zur Berechnung der kinetischen Parameter zuweist.

Vom Becken ausgehend wird über die einzelnen Beckenmarker zuerst das Segment Becken definiert. Ausgehend von diesem Segment erfolgt die Bestimmung des Hüftgelenkszentrums über eine Regressionsgleichung nach dem Prinzip von Davis und Ounpuu (1991). Danach erfolgen die Berechnungen für das Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußsegment. Zur Bestimmung der einzelnen Gelenkszentren verwendet das Plug-In-Gait die sogenannte „Chord-Function“ (vgl. Abbildung 21), mit welcher aus den XYZ Koordinaten von insgesamt drei Markern, jeweils eine Ebene definiert wird. Einer dieser drei Punkte wird dabei immer

als ein zuvor bestimmtes Gelenkszentrum definiert („Known Joint Center“), ein zweiter Marker als ein tatsächlicher Marker auf der Hautoberfläche („Joint Marker“), welcher einen bestimmbar, „normalen“ (d.h. im rechten Winkel zur gedachten Geraden „Known Joint Center – „Required Joint Center“) Abstand („Joint Center Offset“) zu dem gesuchten Gelenkszentrum („Required Joint Center“) hat. Bei Betrachtung des Funktionsprinzips zur Bestimmung der Gelenkszentren wird nochmals deutlich, wie entscheidend die korrekte Platzierung des Gelenksmarkers ist, um eine möglichst gute Approximation des „Joint Center Offset“ zu erhalten.

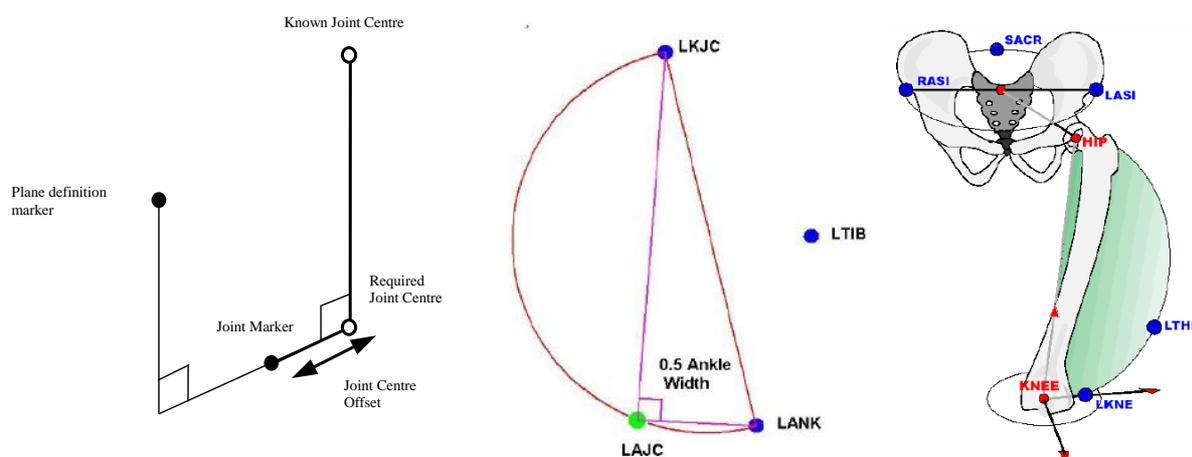


Abbildung 21 LINKS: Die "Chord-Function" besitzt ihren Namen aufgrund der Tatsache, dass die drei Punkte (zwei Gelenkszentren und ein Marker) in einer Ebene auf einem Kreisradius liegen. MITTE: Ein Beispiel für die Bestimmung des linken Sprunggelenkszentrums (Left Ankle Joint Center – LAJC) mit Hilfe der Chord-Funktion, des Kniegelenkszentrums (Left Knee Joint Center – LKJC) und des Sprunggelenksmarkers (Left Ankle Marker – LANK). Der Tibiamarker (Left Tibia Marker – LTIB) wird hierbei nur für die Definition der Ebene verwendet.. RECHTS: Übersicht sowie weiteres Beispiel zur Bestimmung des Kniegelenkszentrums (Vicon Motion Systems, 2008, S. 27–33).

Allerdings besteht seit kurzem Evidenz zu der Annahme, dass sowohl die Methode von Davis und Ounpuu (1991) als auch andere vergleichbare Methoden (Bell, Brand, & Pedersen, 1989; Bell, Pedersen, & Brand, 1990), welche momentan alle als Standardverfahren zur Bestimmung des Hüftgelenkszentrums verwendet werden, selbst bei gesunden Personen nicht immer ausreichend genau sind. Spätestens bei PatientInnen mit Hüftgelenksdysplasie⁹ oder Deformationen des Beckens, stoßen diese Ansätze schnell an ihre Grenzen. Dies kann aber in der hier vorliegenden Arbeit großteils außer Acht gelassen werden, da hier lediglich relativ junge und vor allem gesunde Personen als TN rekrutiert wurden.

⁹ Die Hüftgelenksdysplasie ist eine angeborene Fehlanlage oder erworbene Fehlentwicklung des Hüftgelenks, vorrangig der Hüftpfanne (Pfannendysplasie), mit begleitenden Fehlanlagen bzw. Fehlentwicklungen des koxalen Femurendes im Sinne einer Steilstellung und/oder Vorwärtsdrehung des Schenkelhalses (Coxa valga/antetorta) (Niethard, 2010, p. 103).

Nachdem alle Körpersegmente über das kinematische Modell definiert und Gelenkwinkel berechnet wurden, erfolgt die kinetische Modellierung durch Zuweisen von Massen und Trägheitsmomenten auf die einzelnen Segmente. Für genauere Details zur kinetischen Modellierung sei hier auf die Zusammenfassung von Baker und Rodda (2003) verwiesen.

5.6 Definition der biomechanischen Parameter

Insgesamt wurden 90 Parameter für die Analysen im Stehen und Gehen definiert. Die Parameter setzen sich aus den Kategorien COP-Schwankung, Weg-Zeit Parameter, Bodenreaktionskräfte, Kinematik Passagier, Kinematik Lokomotor, Kinetik Lokomotor und Muskelaktivitäten zusammen.

Tabelle 2 zeigt eine Auflistung aller Parameter, deren dazugehörige Einheiten sowie eine kurze Definition zur Berechnungsgrundlage. Die in der Tabelle verwendeten Abkürzungen werden in den nächsten Kapiteln, welche die Parameter genauer beschreiben, erklärt.

Tabelle 2 Bezeichnung, Beschreibung und Einheit der definierten biomechanischen Parameter, sowie deren Berechnungsgrundlage

Parameterbezeichnung	Einheit	Beschreibung und Berechnungsgrundlage
Biomechanische Parameter im Stehen - COP-Schwankung		
1 COPml	mm	Range der COP Schwankung in medio-lateraler Richtung
2 COPap	mm	Range der COP Schwankung in anterior-posterior Richtung
3 SDml	mm	Standardabweichung der COP Schwankung in medio-lateraler Richtung (y-Koordinaten)
4 SDap	mm	Standardabweichung der COP Schwankung in anterior-posterior Richtung (x-Koordinaten)
5 COPvap	mm/Sek.	Summe der COP x Trajektorie dividiert durch die verstrichene Zeit
6 COPvml	mm/Sek.	Summe der COP y Trajektorie dividiert durch die verstrichene Zeit
Biomechanische Parameter im Gehen		
Weg-Zeit-Parameter:		
7 K	Schritte/Min	Kadenz
8 Gv	m/s	Gehgeschwindigkeit
9 GZD	Sek.	Gangzyklusdauer
10 GZL	m	Gangzykluslänge
11 SL	m	Schrittlänge
12 SchD	Sek.	Schrittdauer
13 TO	%	Zeitpunkt Toe-Off
Bodenreaktionskräfte:		
14 F1	%KG	erste Kraftspitze der vertikalen BRK nach IC
15 F2	%KG	lokales Minimum bei Hochentlastung während MSt
16 F3	%KG	zweites lokales Maximum während TSt und PSw
17 F5	%KG	erstes lokales Minimum in anterior-posterior BRK
18 F6	%KG	darauflfolgendes lokales Maximum in anterior-posterior BRK
19 F7	%KG	kleine (meist) nach medial gerichtet Kraft während IC und LR
20 F8	%KG	erstes lokales Maximum während LR
21 F9	%KG	zweites lokales Maximum während TSt/PSw
Kinematik Passagier:		
22 TNG	°	Sagittalebene: Mittlerer Winkel zwischen den lokalen Koordinatensystem des Oberkörpers und dem globalen Koordinatensystem des Labors
23 TNL	°	Sagittalebene: Mittlerer Winkel zwischen den lokalen Koordinatensystem des Oberkörpers und dem lokalen Koordinatensystem des Beckens
24 BK	°	Mittlere Beckenkipfung in der Sagittalebene

Kinematik und Kinetik Lokomotor - Sagittalebene:		
25	H1	◦ Hüftflexion während IC
26	H3	◦ maximale Hüftextension während der Standbeinphase
27	H5	◦ maximale Hüftflexion während der Schwungphase
28	H6	◦ Range of Motion der Hüfte
29	K1	◦ Knieflexion während IC
30	K2	◦ maximale Knieflexion während LR
31	K3	◦ maximale Knieextension während MSt
32	K5	◦ maximale Knieflexion während der Schwungphase
33	K6	◦ Range of Motion des Kniegelenks
34	A1	◦ Dorsalextension während IC
35	A2	◦ maximale Plantarflexion während LR
36	A3	◦ maximale Dorsalextension während der Standbeinphase
37	A5	◦ maximale Dorsalextension während der Schwungphase
38	A6	◦ Range of Motion des Sprunggelenks
39	HM1	Nm/kg maximale Flexionsmoment der Hüfte
40	HM2	Nm/kg maximale Extensionsmoment der Hüfte
41	KM1	Nm/kg erste maximale Extensionsmoment des Kniegelenks
42	KM2	Nm/kg maximale Flexionsmoment im Kniegelenk
43	KM3	Nm/kg zweite maximale Extensionsmoment im Kniegelenk
44	AM1	Nm/kg maximale Plantarflexionsmoment im Sprunggelenk
45	AM2	Nm/kg maximale Dorsalextensionsmoment im Sprunggelenk
Kinematik und Kinetik Lokomotor - Frontalebene:		
46	H7	◦ maximale Hüftadduktion während der Standbeinphase
47	H8	◦ maximale Hüftabduktion während der Schwungphase
48	H9	◦ Range of Motion der Hüftbewegung
49	K7	◦ Range of Motion des Kniegelenks
50	K8	◦ maximale Adduktion (Varus) während des Gangzyklus im Kniegelenk
51	K9	◦ maximale Abduktion (Valgus) während des Gangzyklus im Kniegelenk
52	HM3	Nm/kg erste maximale Hüftadduktionsmoment
53	HM4	Nm/kg zweite maximale Hüftadduktionsmoment
54	KM5	Nm/kg erste maximale Knieadduktionsmoment
55	KM6	Nm/kg zweite maximale Knieadduktionsmoment
Muskelaktivitäten - EMG:		
56	VM_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. vastus medialis
57	VM_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. vastus medialis
58	VM_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. vastus medialis
59	VM_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. vastus medialis
60	VM_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. vastus medialis
61	VL_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. vastus lateralis
62	VL_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. vastus lateralis
63	VL_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. vastus lateralis
64	VL_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. vastus lateralis
65	VL_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. vastus lateralis
66	BF_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. biceps femoris
67	BF_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. biceps femoris
68	BF_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. biceps femoris
69	BF_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. biceps femoris
70	BF_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. biceps femoris
71	TA_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. tibialis anterior
72	TA_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. tibialis anterior
73	TA_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. tibialis anterior
74	TA_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. tibialis anterior
75	TA_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. tibialis anterior
76	GM_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. gluteus maximus
77	GM_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. gluteus maximus
78	GM_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. gluteus maximus
79	GM_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. gluteus maximus
80	GM_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. gluteus maximus
81	GMM_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. gastrocnemius medialis
82	GMM_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. gastrocnemius medialis
83	GMM_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. gastrocnemius medialis
84	GMM_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. gastrocnemius medialis
85	GMM_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. gastrocnemius medialis
86	PL_IC	µV Mittlere Muskelaktivität während IC für M. peroneus longus
87	PL_LR	µV Mittlere Muskelaktivität während LR für M. peroneus longus
88	PL_MSt	µV Mittlere Muskelaktivität während MSt für M. peroneus longus
89	PL_TSt	µV Mittlere Muskelaktivität während TSt für M. peroneus longus
90	PL_PSw	µV Mittlere Muskelaktivität während PSw für M. peroneus longus

5.6.1 Biomechanische Parameter im Stehen - COP-Schwankung

Um feststellen zu können, ob durch die zu untersuchenden Sohlenkonstruktionen vermehrt Instabilitäten provoziert werden und dadurch die TrägerInnen einer erhöhten Anforderung in der posturalen Kontrolle ausgesetzt sind, wurden auf einer Kraftmessplatte (siehe Kapitel 5.5.1) Balancetests im Stehen durchgeführt (Emery, 2003). Dabei wurde der sogenannte Center Of Pressure (COP) für jeweils 20 Sekunden im Zweibeinstand für insgesamt vier Durchgänge pro TN erhoben (Nigg, Hintzen, et al., 2006). Für die Auswertung wurden dann die mittleren 10 Sekunden herangezogen. Die TN wurden aufgefordert, eine aufrechte Position im Zweibeinstand (15cm Spurbreite) einzunehmen und die Hände auf der Hüfte abzustützen, sowie sich bei jeder Aufnahme auf einen Punkt in Augenhöhe auf einer ca. 3m entfernten Wand zu konzentrieren (Romkes, 2008). Die Auswertung erfolgte in anterior-posterior (ap) und medio-laterale (ml) Richtung. Abbildung 22 zeigt den exemplarischen Verlauf einer COP Trajektorie.

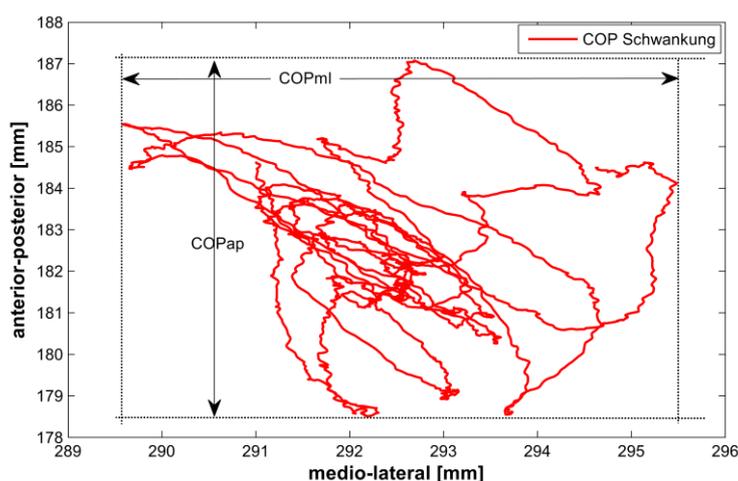


Abbildung 22 Typischer Verlauf des COP im bipedalen Stand über die Dauer von 20 Sekunden.

Als COP-Variablen wurden die Folgenden definiert: die maximale COP Schwankung (Range) in ml und ap Richtung (COPml, COPap), die Variabilität (SDml, SDap, Standardabweichung der x- und y-Koordinaten) sowie die mittlere COP Geschwindigkeit (COPv = Summe der COP Wegstrecke dividiert durch die verstrichene Zeit). Die COP Wegstrecke wurde, getrennt für die x und y Koordinaten, nach folgender Formel (Gl. 16) bestimmt. Wobei x_n für die jeweilige x oder y Koordinate und n für die Anzahl an Messwerten steht.

$$\text{Gl. 16} \quad \text{COP Wegstrecke} = \sum_{i=1}^n |(x_i - x_{i-1})|$$

Je kleiner die Ausprägung der COP-Variablen, desto besser die Fähigkeit der posturalen Kontrolle bzw. umso niedriger ist die Anforderung an die posturale Kontrolle (= geringere Instabilität) (Bieć & Kuczyński, 2010). Diese Variablen stellen laut Bieć und Kuczyński (2010) gängige Größen zur Bestimmung der posturalen Kontrolle dar. Der Vergleich der COP-Variablen zwischen der Testschuh- und Kontrollschuhsituation erlaubt Rückschlüsse auf die eventuell erhöhte Instabilität bzw. auf eine erhöhte Anforderung an die posturale Kontrolle.

5.6.2 Biomechanische Parameter im Gehen

In Folge werden die biomechanischen Parameter für die Ganganalyse näher beschrieben.

Für die bereits in Kapitel 5.5.4 erwähnte zeitliche Normierung der Daten war es notwendig Gangphaseneinteilungen vorzunehmen. Grundsätzlich kann das Gehen in mehrere sich konsekutiv wiederholende Phasen unterteilt werden. Der Zeitraum von einem Fersenkontakt mit dem Boden bis zum nächst folgenden Fersenkontakt des zu beobachtenden Beines (=Referenzbein) wird beispielweise als ein Gangzyklus definiert und dient als eine Art grundlegende Einteilung. Dieser Gangzyklus kann weiter in eine Standbein- und Schwungphase unterteilt werden. Innerhalb dieser Phasen werden verschiedene aufeinander folgende Gangphasen unterteilt. Hierbei gibt es mehrere Terminologien. International wird meist auf die Terminologie des Rancho Los Amigos National Rehabilitation Centre zurückgegriffen - RLANRC (Perry, 2010). Diese Terminologie sieht eine Einteilung in insgesamt acht Gangphasen vor: Initial Contact (IC), Loading Response (LR), Mid Stance (MSt) und Terminal Stance (TSt) für die Standbeinphase, und Pre-Swing (PSw), Initial Swing (ISw), Mid Swing (MSw) und Terminal Swing (TSw) für die Schwungbeinphase. Abbildung 23 zeigt eine schematische Darstellung der für diese Arbeit verwendeten Terminologie.

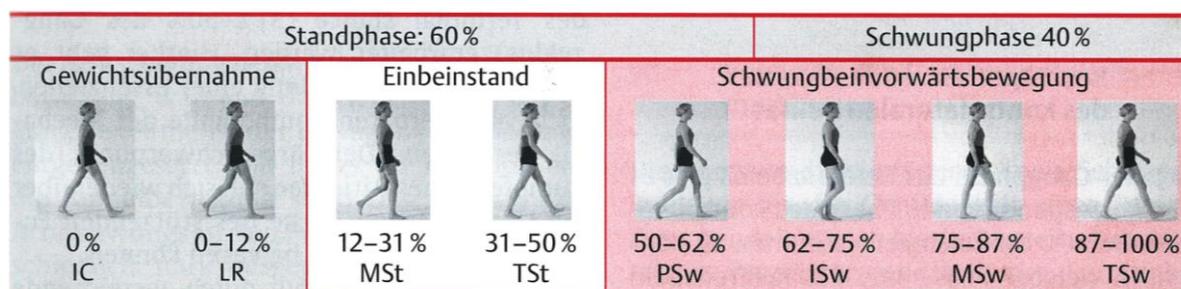


Abbildung 23 Beziehung zwischen den acht Gangphasen, ihr zeitlicher Anteil und ihre funktionelle Aufgaben nach dem Rancho Los Amigos System (Götz-Neumann, 2006, S. 17).

In der klinischen Ganganalyse gibt es eine Vielzahl an möglichen biomechanischen Parametern und eine Vielzahl an Empfehlungen dafür, welche Parameter für Analysen herangezogen werden sollten (Benedetti, Catani, Leardini, Pignotti, & Giannini, 1998; Wolf et al., 2006). Die hier vorliegende Arbeit lehnt sich in der Definition der biomechanischen Parameter an die Empfehlungen von Benedetti et al. (1998) an.

Benedetti et al. (1998) haben einen Katalog von insgesamt 124 biomechanischen Parametern definiert, welche sie für die klinische dreidimensionale Ganganalyse empfehlen. Die Parameter setzen sich aus Weg-Zeit-Parametern, Bodenreaktionskräften, Gelenkwinkelverläufen für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk und aus den externen Momenten derselben Gelenke für die Frontal- und Sagittalebene zusammen (siehe Abbildung 24). Um eine bessere Vergleichbarkeit der Parameter zu dem von Benedetti et al. (1998) erstellten Katalog gewährleisten zu können, wurden in dieser Arbeit die originalen Parameterbezeichnungen von Benedetti et al. verwendet. Eine Übersicht aller Parameter gibt Tabelle 2 in Kapitel 5.6.

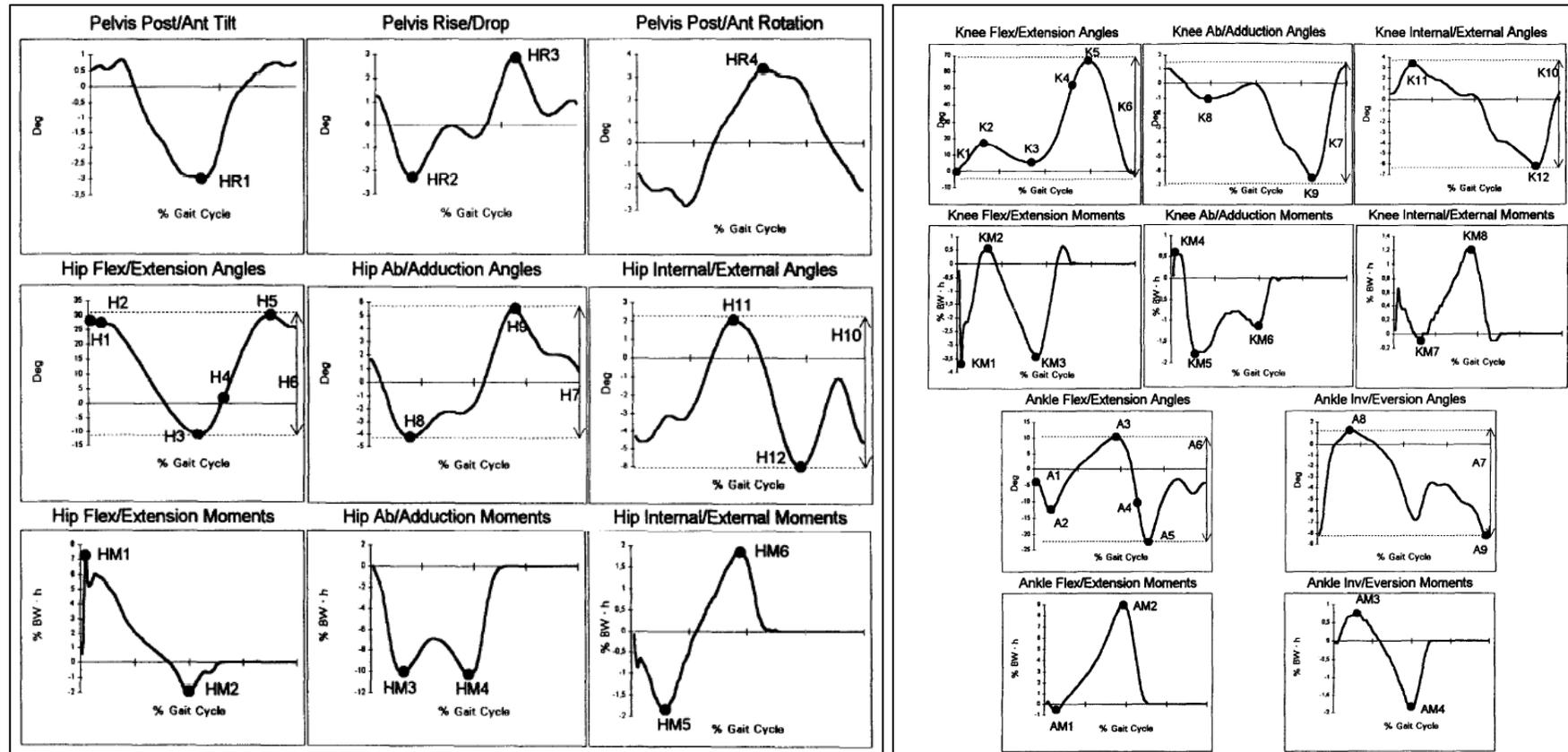


Abbildung 24 LINKS: Auszug aus den kinematischen und kinetischen Parametern für das Becken und die Hüfte in alle drei Ebenen. RECHTS: Auszug aus den kinematischen und kinetischen Parametern für Knie und Sprunggelenk (Benedetti et al., 1998).

Um die biomechanischen Parameter für diese Arbeit automatisch bestimmen zu können, wurde in Matlab ein eigenes Skript erstellt, welches die Bestimmung der Parameter ermöglicht (siehe Anhang A).

5.6.2.1 Weg-Zeit-Parameter

Für Weg-Zeit-Parameter wurden für diese Studie die Kadenz (K), die Gehgeschwindigkeit (Gv), die Gangzyklusdauer (GZD), die Gangzykluslänge (GZL), die Schrittlänge (SL), die Schrittdauer (SchD) und der Zeitpunkt des Toe-Off (TO) herangezogen. Der Gangzyklus ist, wie oben beschrieben, durch den Zeitraum definiert, der zwischen zwei aufeinander folgende initialen Bodenkontakten (IC) desselben Fußes liegt. Daraus ergeben sich die Gangzyklusdauer [Sek.] und die Gangzykluslänge [m]. Die Gehgeschwindigkeit stellt die mittlere Gehgeschwindigkeit über mehrere Schritte dar und wird in Meter pro Sekunde [m/s] angegeben. Die Kadenz ist als Anzahl an Schritten pro Minute definiert und wird in Schritte pro Minute [Schritte/Min] angegeben. Ein Schritt wird in der Ganganalyse als Zeitraum zwischen dem IC des einen Beines bis zum IC des kontralateralen Beines definiert (siehe Abbildung 25). Daraus ergeben sich die Parameter Schrittlänge [m] und Schrittdauer [Sek]. Der Zeitpunkt Toe-Off wird in Prozent [%] des gesamten Gangzyklus angegeben.

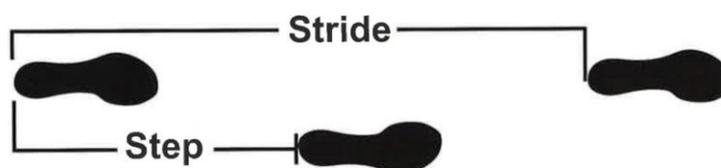


Abbildung 25 Gangzyklus versus Schritt. Diese Abbildung zeigt einen Gangzyklus (Stride) für das linke Bein (IC links bis IC links). Ein rechter Schritt (Step) ist das Zeitintervall zwischen IC links und IC rechts (Perry, 2010, S. 6).

5.6.2.2 Bodenreaktionskräfte

Für die Auswertung der Bodenreaktionskräfte (BRK) wurden die vertikalen, die medio-lateralen und die anterior-posterior BRK herangezogen. Aus den zeitlichen Verläufen der einzelnen BRK wurden insgesamt sieben Variablen definiert: vertikale BRK: F1, F2, F3; anterior-posterior BRK: F5, F6 und medio-laterale BRK: F7, F8 und F9. Abbildung 26 zeigt einen typischen Verlauf für die BRK und die definierten biomechanischen Parameter.

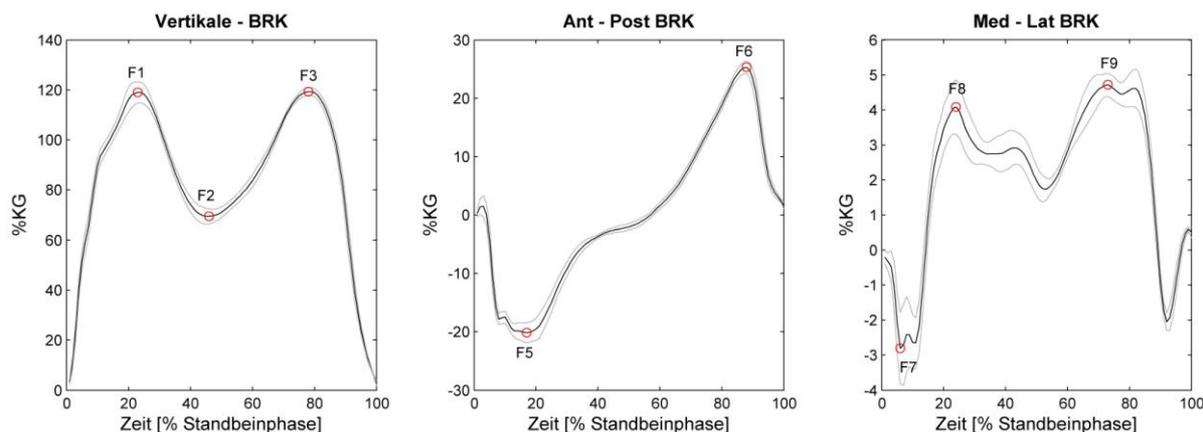


Abbildung 26 LINKS: Vertikale Bodenreaktionskraft mit den Parametern F1 bis F3; MITTE: Anterior-Posterior Bodenreaktionskraft mit den Parametern F5 und F6; RECHTS: Medio-Laterale Bodenreaktionskraft mit den Parametern F7 bis F8.

Für eine bessere Vergleichbarkeit der BRK wurden die Parameter nicht absolut angegeben sondern auf die Körpermasse normiert. Die Ausgabe der BRK erfolgt daher in %KG (% des Körpergewichts) und nicht in Newton [N].

Vertikale BRK: Beim Bodenkontakt der Ferse (IC) erfolgt ein erster passiver Ausschlag gefolgt von einer ersten Kraftspitze (F1), die das Körpergewicht in Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit um den Faktor 1,2 bis 1,3 übersteigt (Quervain, Stüssi, & Stacoff, 2008). Danach erfolgt eine Hochentlastung des Körperschwerpunkts (KSP), welche ein Abfallen der vertikalen BRK bewirkt. Dieses lokale Minimum wird als F2 definiert. Im weiteren Verlauf der Standbeinphase fällt der KSP wieder nach unten, dies löst das Erreichen eines weiteren lokalen Maximums aus. Diese Kraftspitze ist am Ende der Standbeinphase erreicht und wird als F3 definiert.

Anterior-Posterior BRK: Nach dem initialen Bodenkontakt der Ferse (IC) wird in Gangrichtung (anterior-posterior Richtung) zunächst abgebremst. Dies erzeugt ein erstes lokales Minimum, welches als F5 definiert wurde. In der Mitte der Standbeinphase erfolgt dann eine Umkehr zur Beschleunigung, ein zweites lokales Maximum wird erreicht. Dieses wurde als F6 definiert.

Medio-Laterale BRK: Diese seitlichen Scherkräfte sind deutlich geringer als die vertikalen und anterior-posterior BRK. Nach Quervain et al. (2008) kommt es durch das Abbremsen der Außenkreiselung des Schwungbeines zunächst zu einer kleinen, nach medial gerichteten Kraft. Dies wurde als F7 definiert. Dieser Kraft folgt eine Ausprägung in lateraler Richtung für die LR und TS/PSw Phasen mit F8 und F9.

5.6.2.3 Kinematik Passagier

Um die auf dem Lokomotor sitzende Passagiereinheit in Kurzform zu bezeichnen, führte Elftman (1954) den Begriff HAT (Head, arms, trunk) ein. Götz-Neumann (2006, S. 25) hat diese Definition etwas erweitert. Laut ihr besteht der Passagier aus Kopf, Nacken, Rumpf, Becken und Armen. Aufgabe des Passagiers besteht darin, seine eigene Haltung zu kontrollieren. Für die Beschreibung des HAT wurden in dieser Studie drei Variablen herangezogen: zwei Parameter für die Thoraxneigung in der Sagittalebene (TNG und TNL) und die Beckenkipfung in der Sagittalebene (BK).

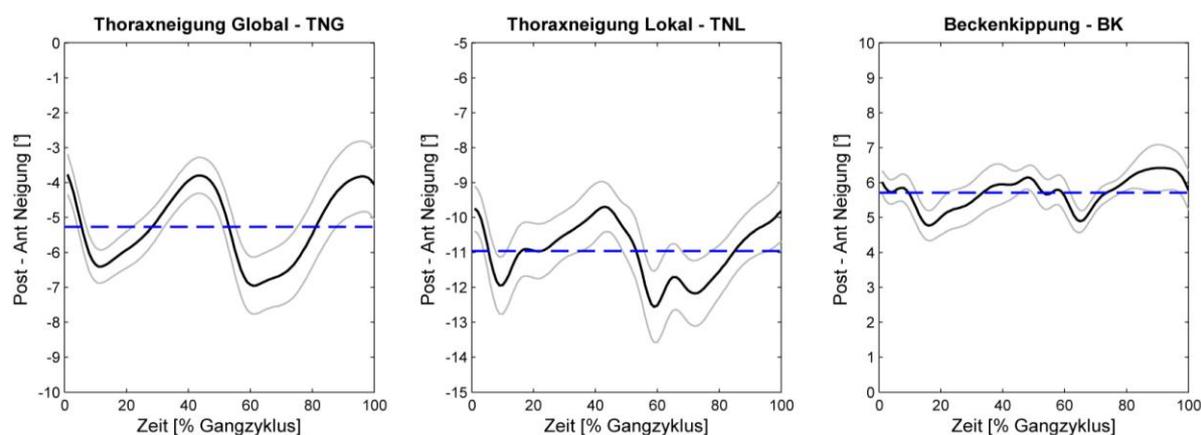


Abbildung 27 Parameterdefinition für den HAT (head, arms, trunk) in Sagittalebene. Die blaue Linie stellt jeweils den gemittelten Wert über den ganzen Gangzyklus dar (TNG, TNL und BK). LINKS: Thoraxneigung in Bezug zum globalen Koordinatensystem. MITTE: Thoraxneigung in Bezug auf das lokale Koordinatensystem. RECHTS: Beckenkipfung.

Analog zu dem Vorgehen in anderen Studien zur Analyse von Oberkörperbewegungen (Chung et al., 2010; Romkes et al., 2007; Taylor, Goldie, & Evans, 1999) repräsentieren die Variablen TNG und TNL dabei die Winkel, welche zwischen dem lokalen Koordinatensystem des Oberkörpers und dem lokalen Koordinatensystem des Beckens eingeschlossen werden (Thoraxneigung Lokal – TNL) und welche zwischen dem lokalen Koordinatensystem des Oberkörpers und dem globalen Koordinatensystem des Labors eingeschlossen werden (Thoraxneigung Global – TNG). Da nur geringe Bewegungen in der Beckenkipfung (Romkes et al., 2006; Taylor et al., 1999) und in der Thoraxneigung zu erwarten sind, wurden die Variablen TNG, TNL und BK über den gesamten Gangzyklus gemittelt (siehe Abbildung 27).

5.6.2.4 Kinematik und Kinetik Lokomotor

Die biomechanischen Parameter für den Lokomotor wurden, wie bereits oben erwähnt, an die Empfehlungen von Benedetti et al. (1998) angelehnt bzw. teilweise übernommen. Die kinematischen und kinetischen Parameter wurden für verschiedene Zeitpunkte während

eines Gangzyklus für Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in Sagittal- und Frontalebene definiert. Lediglich für das Sprunggelenk wurden nur Daten für die Sagittalebene ausgewertet, da das verwendete biomechanische Modell zur Berechnung der Inversdynamik (VICON, Plug-In-Gait) lediglich für die sagittale Ebene modellentsprechend ist. Das untere Sprunggelenk wird in diesem Modell nicht nachgebildet und daher sollten die weiteren Ebenen (Frontal- und Transversalebene) nicht beurteilt werden.

5.6.2.4.1 Parameter der Sagittalebene

Insgesamt wurden für Hüft-, Knie- und Sprunggelenk 14 kinematische und sieben kinetische Parameter in der Sagittalebene definiert (siehe Abbildung 28).

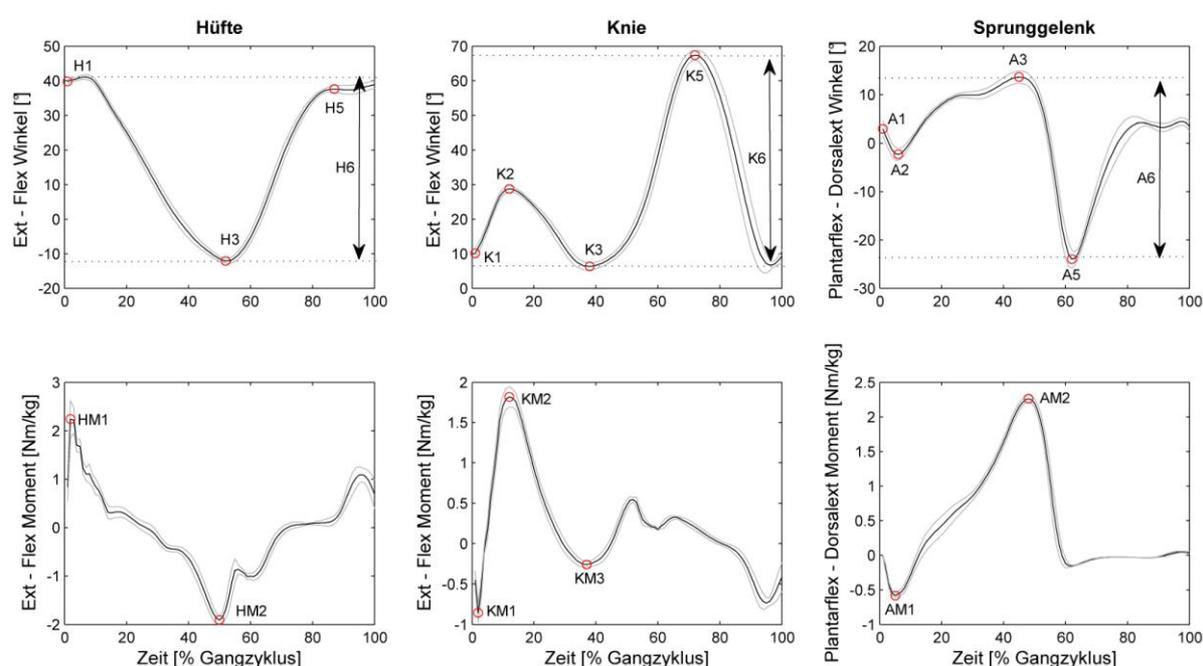


Abbildung 28 Parameterdefinition der Sagittalebene für Hüft-, Knie- und Sprunggelenke. OBEN: Gelenkwinkelverläufe [°] (Kinematik). UNTEN: Gelenkmomente [Nm/kg] (Kinetik).

Die kinematischen Parameter setzten sich wie folgt zusammen: Hüftflexion IC (H1), maximale Hüftextension während der Standbeinphase (H3), maximale Hüftflexion Schwungphase (H5), Range of Motion (ROM) der Hüftbewegung in der Sagittalebene (H6), Knieflexion IC (K1), maximale Knieflexion LR (K2), maximale Knieextension MSt (K3), maximale Knieflexion während der Schwungphase (K5), ROM der Kniebewegung in der Sagittalebene (K6), Dorsalextension Sprunggelenk IC (A1), maximale Plantarflexion Sprunggelenk LR (A2), maximale Dorsalextension Sprunggelenk während der Standbeinphase (A3), maximale Plantarflexion Sprunggelenk während der Schwungphase (A5) und ROM des Sprunggelenks in der Sagittalebene (A6).

Parameter Kinetik: das maximale Flexionsmoment der Hüfte (HM1), das maximale Extensionsmoment der Hüfte (HM2), das erste maximale Extensionsmoment im Kniegelenk (KM1), das maximale Flexionsmoment im Knie (KM2), das zweite maximale Extensionsmoment im Kniegelenk (KM3), das maximale Plantarflexionsmoment im Sprunggelenk (AM1) und das maximale Dorsalextensionsmoment im Sprunggelenk (AM2).

5.6.2.4.2 Parameter der Frontalebene

In der Frontalebene wurden für Hüft- und Kniegelenk insgesamt 14 kinematische und sieben kinetische Parameter definiert (siehe Abbildung 29).

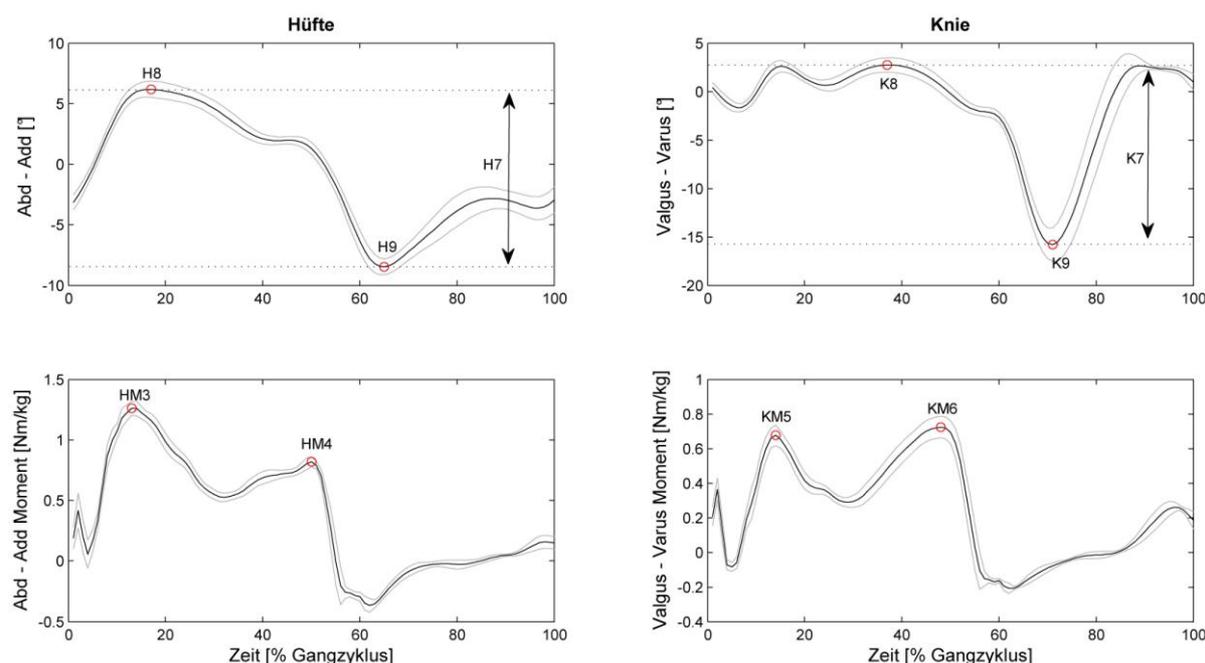


Abbildung 29 zeigt alle Parameter der Frontalebene für Hüft- und Kniegelenke. OBEN: Gelenkwinkelverläufe [°] (Kinematik). UNTEN: Gelenkmomente [Nm/kg] (Kinetik).

Die kinematischen Parameter der Frontalebene sind: die maximale Hüftadduktion während der Standbeinphase (H8), die maximale Hüftabduktion während der Schwungphase (H9), der ROM der Hüftbewegung in der Frontalebene (H7), die maximale Adduktion (Varus) während des Gangzyklus (K8), die maximale Abduktion (Valgus) während des Gangzyklus (K9) und der ROM der Kniegelenksbewegung in der Frontalebene (K7).

Als kinetische Parameter wurden folgende definiert: das erste maximale Hüftadduktionsmoment (HM3), das zweite maximale Hüftadduktionsmoment (HM4), das erste maximale Knieadduktionsmoment (KM5) und das zweite maximale Knieadduktionsmoment (KM6).

5.6.2.5 Muskelaktivitäten – EMG

Die Erfassung der myoelektrischen Signale erfolgt mit dem Ziel, die Höhe der Muskelaktivitäten während definierter Zeitintervalle zu bestimmen (amplitudenbezogene Auswertung). Hierfür wurden über den Zeitraum eines Gangzyklus analog zu bereits bestehenden Studien, welche Muskelaktivitäten beim Gehen bestimmt haben (Buchecker et al., 2010), für die Standbeinphase anhand der Terminologie von RLANRC fünf Phasen definiert: IC, LR, MSt, TSt und PSw. Die Dauer der einzelnen Zeitintervalle wurde in Anlehnung an Perry (2010, S. 9–16) und Goryachev et al. (2011) festgelegt und in Prozent eines Gangzyklus angegeben: IC = 0 bis 2%, LR = 0 – 12%, MSt = 12 bis 31%, TSt = 31 bis 50% und PSw = 50 bis 62% (siehe Abbildung 30).

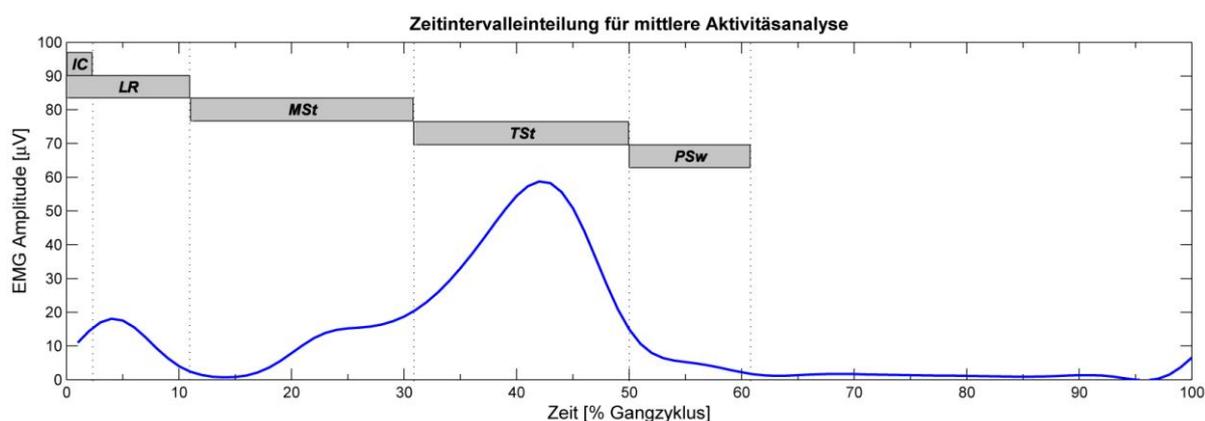


Abbildung 30 Zeitintervalleinteilung für die mittlere Aktivitätsanalysen der EMG Signale am Beispiel des M. Gastrocnemius Medialis: IC = 0 bis 2%, LR = 0 – 12%, MSt = 12 bis 31%, TSt = 31 bis 50% und PSw = 50 bis 62%.

Insgesamt wurden die Signale der Muskeln M. vastus medialis (VM), M. vastus lateralis (VL), M. biceps femoris (BF), M. tibialis anterior (TA), M. gluteus maximus (GM), M. gastrocnemius medialis (GMM), und des M. peroneus longus (PL) erfasst und ausgewertet. Die Auswahl der abzuleitenden Muskeln erfolgte dabei in Hinblick auf die postulierten Muskelaktivitätserhöhungen beim Tragen der MBT- und ET-Schuhe (auf Grund der Bewertung von erhöhter Gesäßmuskelaktivität um bis zu 28% beim Tragen der ET-Schuhe¹⁰ wurde auch der M. gluteus maximus mit aufgenommen), deren Funktion (Platzer, 2009), deren zu erwartende Aktivität während der Standbeinphase (Beckers, 1997; Götz-Neumann, 2006) und auf Basis bestehender Studiendesigns zu diesem Thema (Buchecker et al., 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006; Romkes et al., 2006; Stöggel et al., 2010).

¹⁰ <http://de.lovethehoseshoes.com/reebok-easytone-reeinspire-lux-sportschuh-stahlblau> (Zugriff am 10.12.2011)

Um Aussagen über das Aktivitätsniveau der einzelnen Muskeln in bestimmten Zeitintervallen während der Bewegungsausführung treffen zu können, werden in der Literatur und in bestehenden Studien verschiedene methodische Vorgehensweisen beschrieben. Laut Konrad (2005, S. 39) stellen der Spitzenwert- und Minimalwert [μV], der Mittelwert [μV] und das Integral [$\mu\text{V}/\text{sec}$] die wichtigsten Amplitudenparameter in der Elektromyographie dar. Da der Amplituden-Mittelwert grundsätzlich nicht sensitiv zu kleinen Zeitdifferenzen in Kontraktionen ist, kann dieser als ein relativ robuster Parameter für die Bestimmung des mittleren Aktivitätsniveaus eines Muskels herangezogen werden. Dieser beschreibt laut Konrad (2005, S. 39) am besten, welchen neuromuskulären Brutto-Input ein Muskel zur Bewegung beigesteuert hat und eignet sich zudem am besten für Vergleichsanalysen. Neben diesem Amplituden-Mittelwert wird oftmals auch das Integral (iEMG) des EMG Signals als Amplitudenparameter herangezogen (vgl. Goryachev et al., 2011). Das iEMG wird in der Regel als das echte mathematische Integral unter der EMG Kurve berechnet. Für Vergleichsanalysen unterliegt das iEMG allerdings dem Nachteil, dass es direkt von der Zeitdauer der Kontraktion abhängig ist.

Basierend auf diesen Überlegungen, wurde für diese Arbeit der Amplituden-Mittelwert als Maß für die mittlere Muskelaktivität herangezogen und für jeden Muskel über die bereits weiter oben definierten Zeitintervalle berechnet.

Laut De Luca (1997) ist ein großer Nachteil jeder EMG-Analyse, dass die mikrovoltskalierten Amplitudenwerte sehr stark von vielen technischen, anatomischen und physiologischen Einflussfaktoren abhängig sind. Eine Möglichkeit die ableitbedingte Variabilität zu eliminieren, ist eine Normalisierung des Roh-EMG Signals durchzuführen. Diese Normalisierung ist vor allem auch dann notwendig, wenn Ergebnisse aus unterschiedlichen Elektrodenklebungen (also z.B. zu unterschiedlichen Testzeitpunkten) miteinander verglichen werden. Die Grundidee der Normalisierung liegt darin, die Muskelinnervation zu einem physiologischen Referenzwert zu rekalisieren, um so den Einfluss der lokalen/zeitlichen Ableitbedingungen zu eliminieren. Dadurch werden die Amplitudenwerte von Mikrovolt oder Millivolt auf Prozent eines gewählten Referenzwertes skaliert. Jedoch wird nicht die Form der EMG-Kurve verändert, sondern lediglich die Skalierung (Y-Achse). Einen Überblick über bestehende Normierungsverfahren gibt Burden (2010). Die Vielzahl an Publikationen der letzten Jahren zum Thema EMG-Normalisierung (Bolgia & Uhl, 2007; Chapman, Vicenzino, Blanch, Knox, & Hodges, 2010; Nishijima, Kato, Yoshizawa, Miyashita, & Iida, 2010; Rouffet & Hautier, 2008) und deren kontroverse Diskussion über die gängigsten Methoden zeigt jedoch, dass es bis heute noch keine Einigung auf eine „State of the Art“ Methode gibt.

Wie in Kapitel 5.2 beschrieben, stellt das Studiendesign dieser Arbeit ein sogenanntes „within-subject oder repeated-measures Design“ dar. Ein Studiendesign, bei welchem eine Person in zwei (oder auch mehreren) unterschiedlichen „Situationen“ getestet wird. Da in dieser Arbeit derselbe/dieselbe TN an ein und demselben Tag in zwei unterschiedlichen Testsituationen (MBT und ET Schuhe) getestet wurde, die Elektrodenklebung für beide Testsituation dieselbe war, wurde hier auf eine Normalisierung der Amplitudenwerte verzichtet und lediglich relative Vergleiche innerhalb eines/einer TN in den mittleren Muskelaktivitäten durchgeführt. Auch Goryachev (2011) und Edwards et al. (2008) sind in ihren Studien ähnlich vorgegangen. Bedenkt man die bereits erwähnte natürliche Variabilität in Bewegungen, ist es sogar vorstellbar, dass durch ein Verzichten auf die Amplitudennormalisierung, speziell für das Vorgehen und die Zielsetzung in dieser Arbeit, ein kleinerer Fehler begangen wird, als wenn innerhalb jeder Testsituation auf einen bestimmten Wert normalisiert wird, welcher immer situationsabhängig ist.

5.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Softwarepaket SPSS Version 19 (IBM Corporation, Somer, NY, USA) und mit dem Statistikpaket von MatLab (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). In der Analyse wurde der grundsätzlichen Frage nachgegangen, ob instabile Schuhkonzepte einen Einfluss auf biomechanische Parameter haben. Zur Bestimmung der möglichen Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen, wurden für alle Parameter paarweise Tests herangezogen. Die Normalverteilung der Differenzen wurde für alle Parameter mittels des Kolmogorov-Smirnof-Tests überprüft, die Varianzhomogenität mittels des Levene-Tests. In der Regel wurden parametrische Verfahren (abh. t-Tests) verwendet, nur wenn Voraussetzungen hierfür nicht erfüllt waren, wurde auf ein nicht-parametrisches Verfahren zurückgegriffen. Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,05$ festgelegt.

Da in der hier vorliegenden Arbeit insgesamt 90 Parameter pro Testsituation (MBT und ET), und daher auch insgesamt 90 statistische Hypothesen geprüft werden, darf das Problem des multiplen Testens keinesfalls außer Acht gelassen werden. Würde man mehrere Hypothesen an demselben Kollektiv jedes Mal mit dem Alphaniveau von 5% prüfen, würde die Wahrscheinlichkeit, einen Typ I Fehlers zu begehen mit jedem durchgeführten Test stark ansteigen. Ein gutes Beispiels für das Problem des multiplen Testens findet sich beispielsweise in genetischen Studien (Bsp.: Del Rey et al., 2010), wo bis zu tausend sogenannte Marker gleichzeitig mit paarweisen Tests überprüft werden. Laut Victor et al. (2010) kann man bei 1000 durchgeführten Tests, welche jeweils mit dem Alphaniveau von

5% beurteilt wurden, mit 50 positiven p -Werten und daher mit 50 signifikanten Ergebnissen rechnen. Diese stellen aber, eben aufgrund der Irrtumswahrscheinlichkeit von 5%, 50 sogenannte falschpositive Aussagen dar, falsch abgelehnte Nullhypothesen. Laut Victor et al. (2010) sollte daher nicht nur das Alphaniveau jedes einzelnen Tests betrachtet werden, sondern die Wahrscheinlichkeit, dass mindestens eine von allen untersuchten Nullhypothesen fälschlich abgelehnt wird. Im internationalen Raum wird oft von der sogenannten FWER (Familywise Error Rate) gesprochen. Sie begrenzt laut Sachs und Hedderich (2009, S. 497) die Wahrscheinlichkeit der fälschlichen Ablehnung einer einzigen Nullhypothese, unabhängig davon, welche und wie viele Nullhypothesen tatsächlich falsch bzw. wahr sind. Die wohl bekannteste Methode zur Kontrolle der FWER ist die nach Bonferroni. Um zu vermeiden, dass der Gesamtfehler die Schranke von 5% überschreitet, wird das lokale Alphaniveau (die Irrtumswahrscheinlichkeit für jeden einzelnen Test) durch Adjustierung aller p -Werte in einem einzigen Schritt nach einem einheitlichen Kriterium ($\tilde{p}_j < \alpha/m$) korrigiert (Sachs & Hedderich, 2009, S. 498), wobei \tilde{p}_j für das jeweilige lokale Alphaniveau, α für das globale Alphaniveau für die Anzahl der durchgeführten Tests (bei insgesamt m Nullhypothesen H_{0j} ($j = 1, \dots, m$)) steht. Neben der Absicherung der FWER bestehen auch Korrekturverfahren, welche den (erwarteten) Anteil fälschlich abgelehnter Nullhypothesen begrenzen, die sogenannte FDR (False Discovery Rate).

Die naheliegende Methode zur Kontrolle der FWER ist laut Sachs und Hedderich (2009, S. 499) allerdings durch ihre sehr strikte Vorgehensweise als sehr konservativ zu betrachten. Sollten die Parameter der Stichprobe beispielsweise nicht unabhängig sein, wie es in dieser Arbeit der Fall ist, dann ist die bedingte Wahrscheinlichkeit für einen Typ I Fehler in einem bestimmten Test in der Regel kleiner als α/m . Somit führt die Bonferroni-Korrektur zu einem unnötigen Powerverlust. In vielen Situationen führt die Kontrolle der FWER daher zu einer „übertriebenen“ konservativen Adjustierung. Laut Sachs und Hedderich (2009, S. 498) insbesondere dann, wenn man bereit ist, einige Typ I Fehler zu tolerieren und wenn der Anteil falscher Entscheidungen im Vergleich zur Gesamtanzahl abgelehnter Nullhypothesen klein ist.

Da das Ziel dieser Arbeit vorwiegend in der Identifikation vom Effekt der instabilen Sohlenkonstruktionen auf biomechanische Parameter liegt und dadurch auch teilweise explorativen Charakter aufweist, da es ja auch nur wenige Studien zu diesem speziellen Thema gibt, wird auf ein sequenzielles Korrekturverfahren, die Benjamini-Hochberg-Prozedur (Benjamini & Hochberg, 1995), basierend auf der Kontrolle der FDR, wie oben beschrieben, zurückgegriffen. Diese Prozedur ermöglicht eine etwas höhere Power und gewährleistet dennoch die Kontrolle der FDR. Diese sieht vor, dass alle ermittelten lokalen

p -Werte (p_j) der Größe nach sortiert werden (bei insgesamt m Nullhypothesen H_{0j} ($j = 1, \dots, m$)) und danach jeweils vom kleinsten p -Wert beginnende (p_1) mit den aufsteigenden korrigierten Schranken verglichen werden. Beginnend mit dem kleinsten p_j bedeutet dies, dass alle Nullhypothesen in der Reihenfolge der Indizes j abzulehnen sind, für welche Folgendes gilt:

$$\text{Gl. 17} \quad p_j < \alpha \frac{j}{m}$$

Zu erwähnen ist allerdings, dass laut Benjamini und Hochberg (1995) als Voraussetzung für die Korrektur entweder Unabhängigkeit der einzelnen Hypothesen oder zumindest positive Abhängigkeiten gegeben sein müssen. In allen anderen Fällen führt die Prozedur zu etwas liberaleren Korrekturfaktoren. Da andere Korrekturverfahren aufgrund der hohen Testanzahl die Power viel zu stark reduzieren würden, die Abhängigkeit der Einzelhypothesen nur schwer überprüfbar ist, dieses Experiment einen hohen explorativen Charakter aufweist und zudem, im Gegensatz zu bestehenden Studien zu diesem Thema, das Problem des multiplen Testens nicht außer Acht gelassen wurde (vgl. Boyer & Andriacchi, 2009; Buchecker et al., 2010), stellt dieses Verfahren das wohl geeignetste für die Ziele dieser Arbeit dar.

Die ermittelten lokalen p -Werte der einzelnen paarweisen Vergleiche wurden mittels eines Skripts in MatLab (siehe Anhang A) entsprechend den Empfehlungen von Benjamini und Hochberg (1995) und Benjamini und Yekutieli (2001) ermittelt. Für die Interpretation und für alle folgenden Ergebnisse werden die korrigierten p -Werte nach der Benjamini-Hochberg-Prozedur angegeben. Anzumerken ist, dass aufgrund des Korrekturverfahrens p -Werte entstehen können, welche größer als 1 sind.

Neben der reinen statistischen Absicherung der Wirkung einer Intervention oder eines Effekts, wie es in dieser Arbeit der Fall ist, spielt auch die Stärke bzw. die praktische Relevanz des als signifikant nachgewiesenen Effekts eine entscheidende Rolle. Im Sinne des Begriffs Evidence Based Medicine/Physiotherapie ist es neben der rein statistischen Absicherung daher auch unbedingt notwendig, die praktische Relevanz klarzustellen. Hierfür hat sich die sogenannte Effektstärke als Maßstab etabliert. Eine grundlegende Definition der Effektstärke ist auf Cohen (1969 In: Lieber, 1990) zurückzuführen und wird in der Regel mit r angegeben. Die Effektstärke r kann dabei einen Wert zwischen 0 und 1 annehmen, wobei in vielen Fällen eine Einteilung in kleine ($r = 0,10$), mittlere ($r = 0,30$) und große Effekte ($r = 0,50$) vorgenommen wird (Bortz & Döring, 2002, S. 604).

Die Effektgrößenberechnung wird in dieser Arbeit nach den Empfehlungen von Rosnow und Rosenthal (2005 In: Field, 2009, S. 332) und nach Rosenthal (1991 In: Field, 2009, S. 558) berechnet. Dabei wurde für die Berechnung der Effektgröße für parametrische t-Tests die Gleichung (Gl. 18) und für die nicht-parametrischen Ersatztests (Wilcoxon Signed Rank Test) die Gleichung (Gl. 19) verwendet:

$$\text{Gl. 18} \quad r = \sqrt{\frac{t^2}{t^2 + df}}$$

$$\text{Gl. 19} \quad r = \frac{z}{\sqrt{N}}$$

Wobei r die Effektgröße ist, z der z -score, t der Wert der t -Verteilung, welche beide SPSS ausgibt und N die Gesamtanzahl an TN in dem Experiment.

6 Ergebnisse

Walking is so uniquely human that it has often been used as metaphor in speech and literature. Indeed, some idea of its importance can be had from noting just how many words describe various types of gait: e.g. amble, dawdle, hike, hobble, limp, lope, lumber, lurch, march, meander, prance, promenade, saunter, scamper, scramble, scurry, shuffle, slink, slouch, stagger, step, stride, stroll, strut,, swagger, tread, trot, trudge, wander (and many more!).

(Kirtley, 2006, S. 7)

In Folge werden alle Ergebnisse dieser Arbeit getrennt für die beiden Testsituationen (MBT und ET) dargestellt. Zu Beginn wird jeweils ein Überblick über die Anzahl der TN, eingeschlossenen Datensätze für die statistischen Analysen sowie ein Überblick über demographische Daten der TN gegeben. Danach werden die Ergebnisse für die COP-Schwankung und für die Ganganalyseparameter dargestellt. Daten werden entsprechend der genannten Reihenfolge dargestellt, außerdem werden jeweils Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (\pm), Mediane (Mdn) und Minima und Maxima, die prozentuelle Veränderung sowie der p -Wert (p) und die Effektgröße r angegeben. Die Berechnung der prozentuellen Veränderung erfolgte immer in Bezug auf den MBT Schuh (vgl. Gl. 20), daher stehen positive %-Werte für eine Steigerung des jeweiligen Parameters beim Tragen der Testschuhe und negative Werte für eine Reduktion.

$$\text{Gl. 20} \quad \text{Diff. [\%]} = \frac{|\bar{x}_{\text{Testschuh}}| - |\bar{x}_{\text{Normalschuh}}|}{|\bar{x}_{\text{Testschuh}}|}$$

Im Fließtext werden in den nächsten Kapiteln jeweils immer zuerst die Mittelwerte und Mediane der instabilen Sohlenkonstruktionen und danach die Werte der Normalschuhe angegeben.

6.1 Ergebnisse für die MBT Untersuchung

Insgesamt nahmen 14 TN (Männer: $n = 7$; Frauen: $n = 7$; Alter: 25 ± 6 Jahre, Körpermasse: 76 ± 10 kg, Körpergröße: 173 ± 8 cm) an der Datenerhebung für die COP Schwankung im Stehen und die Ganganalyse mit normalen und MBT Schuhen teil. Für die Auswertung der COP Daten wurden alle 14 Datensätze herangezogen. Aufgrund mangelnder Qualität in den Bewegungsanalysedaten sowie technischer Probleme bei der Datenaufnahme zweier Probandinnen wurden diese für die schlussendliche Auswertung der Bewegungsanalysen nicht herangezogen. Daher standen insgesamt Datensätze von sieben Männern und fünf Frauen für die Auswertung der Ganganalysedaten zur Verfügung ($n = 12$).

6.1.1 COP – Schwankung

Der Vergleich für die COP-Schwankung im Stehen beim Tragen von MBT und normalen Schuhen zeigte für alle sechs Parameter signifikante Unterschiede im bipedalen Stand: COPml (MW: $7,36 \pm 1,52$ mm, MW: $4,38 \pm 1,23$ mm, $p = 0,000$, $r = 0,93$), COPap (Mdn: 11,16mm, Max.: 18,88mm, Min.: 7,82mm, Mdn: 7,72mm, Max.: 13,69mm, Min: 5,72mm, $p = 0,001$, $r = 0,85$), SDml (Mdn: 1,46mm, Max.: 1,91mm, Min.: 0,92mm, Mdn: 0,89mm, Max.: 1,37mm, Min.: 0,62mm, $p = 0,000$, $r = 0,91$), SDap (MW: $2,66 \pm 0,83$ mm, MW: $1,82 \pm 0,45$ mm, $p = 0,001$, $r = 0,85$), COPvml (MW: $4,13 \pm 0,79$ mm/sec., MW: $2,78 \pm 0,6$ mm/sec., $p = 0,001$, $r = 0,85$) und COPvap (MW: $7,56 \pm 1,78$ mm/sec., MW: $3,60 \pm 0,67$ mm/sec., $p = 0,000$, $r = 0,93$).

Tabelle 3 zeigt die ermittelten Daten zur Gleichgewichtsmessung im Stehen mit normalen und MBT Schuhen. In Abbildung 31 ist ein exemplarisches Beispiel für die COP Schwankung im Stehen für einen Versuch eines/einer TN zwischen der normalen und MBT Schuhsituation dargestellt.

Tabelle 3 COP – Schwankung

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ kor.}$	r	
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min				
COP - Schwankung														
COPml [mm]	7,36	1,52				4,38	1,23				40,5%	0,000	**	0,93
COPap [mm]	12,31	3,59	11,16	18,88	7,82	8,09	2,02	7,72	13,69	5,72	34,3%	0,001	**	0,85
SDml [mm]	1,49	0,28	1,46	1,91	0,92	0,92	0,25	0,89	1,37	0,62	38,4%	0,000	**	0,91
SDap [mm]	2,66	0,83				1,82	0,45				31,8%	0,001	**	0,85
COPvml [mm/s]	4,13	0,79				2,78	0,60				32,8%	0,001	**	0,85
COPvap [mm/s]	7,56	1,78				3,60	0,67				52,3%	0,000	**	0,93

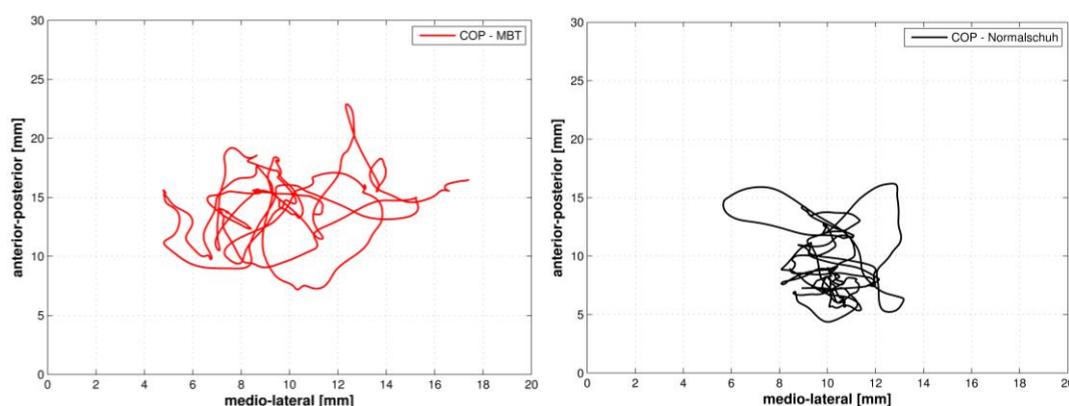


Abbildung 31 Beispiel für die COP - Schwankung im bipedalen Stand für die Dauer von 15 Sekunden mit MBT und normalen Schuhen. Es ist zu erkennen, dass beim Stehen mit MBT Schuh die COP Schwankung sowohl in medio-laterale als auch anterior-posterior Richtung erhöht ist.

6.1.2 Weg-Zeit-Parameter

Die Weg-Zeit-Parameter zeigten insgesamt drei signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen MBT und NS: Gv (Mdn: 1,47, Max.: 1,77, Min.: 1,36, Mdn: 1,43, Max.: 1,75, Min.: 1,23, $p = 0,028$, $r = 0,82$), GZL (MW: $1,54 \pm 0,13$ m, MW: $1,51 \pm 0,14$ m, $p = 0,005$, $r = 0,84$) und TO (MW: $60,43 \pm 1,37\%$, MW: $61,21 \pm 1,52\%$, $p = 0,036$, $r = 0,7$). Tabelle 4 gibt einen Überblick über die ermittelten Weg-Zeit-Parameter für das Gehen mit normalen und MBT Schuhen.

Tabelle 4 Weg-Zeit-Parameter

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$P^{BH\ kor.}$	r	
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min				
Weg-Zeit-Parameter														
K [Schritte/Min]	116,83	4,70	116,35	125,72	110,03	115,62	4,60	114,15	123,85	108,28	1,0%	0,099		
Gv [m/s]	1,50	0,13	1,47	1,77	1,36	1,46	0,14	1,43	1,75	1,23	3,0%	0,028	*	0,82
GZD [s]	1,03	0,04	1,03	1,09	0,96	1,04	0,04	1,05	1,11	0,97	-1,0%	0,099	**	
GZL [m]	1,54	0,13				1,51	0,14				2,0%	0,005	**	0,84
SL [m]	0,76	0,06				0,75	0,07				1,3%	0,197		
SchD [s]	0,51	0,02				0,52	0,02				-2,1%	0,091	*	
TO [%]	60,34	1,37				61,21	1,52				-1,4%	0,036	*	0,70

6.1.3 Bodenreaktionskräfte

Von den insgesamt neun ermittelten Parametern der Bodenreaktionskräfte zeigte sich nur für den Parameter F5 eine signifikante Erhöhung beim Tragen der MBT Schuhe (MW: $-25,76 \pm 4,71$ %KG, MW: $-22,18 \pm 4,27$ %KG, $p = 0,006$, $r = 0,83$). Alle anderen Parameter zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Parameter sind in Abbildung 32 grafisch dargestellt sowie in Tabelle 5 beschrieben.

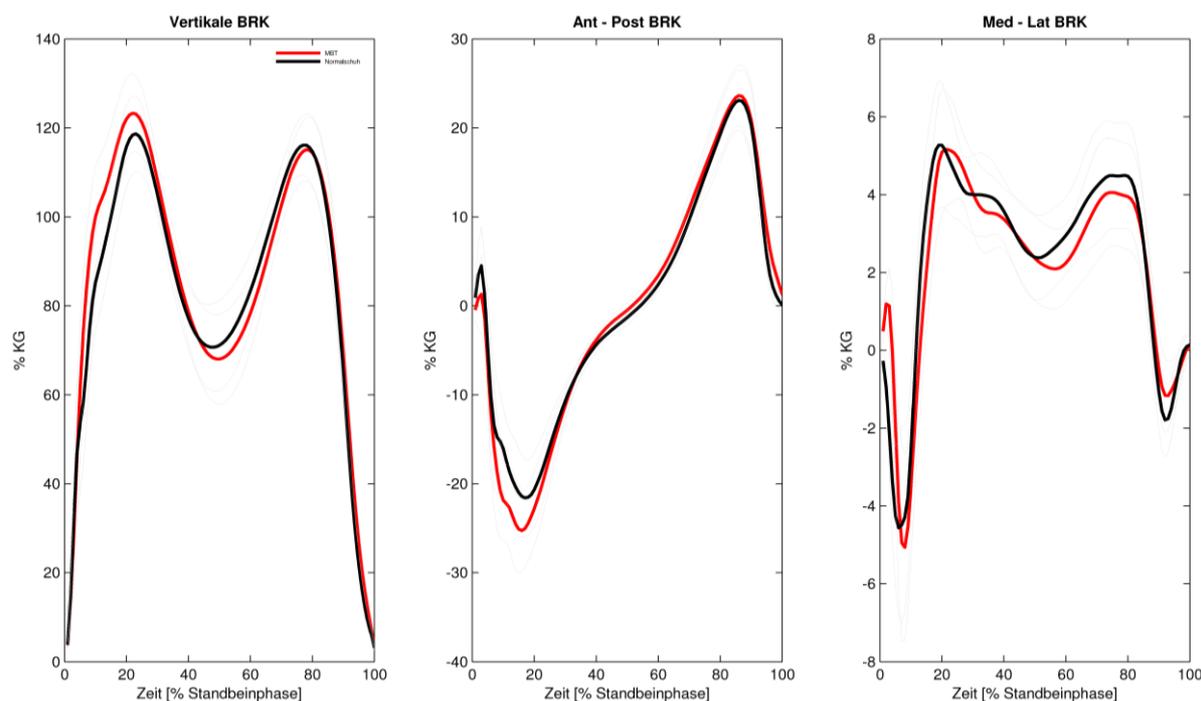


Abbildung 32 Vertikale, anterior - posterior und medio - laterale Bodenreaktionskräfte für das Gehen mit normalen (schwarz) und MBT (rot) Schuhen.

Tabelle 5 Parameter der Bodenreaktionskräfte

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ korr.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Bodenreaktionskräfte													
F1 [%KG]	123,63	8,57				119,45	7,01				3,4%	0,064	
F2 [%KG]	67,71	10,09	70,76	82,01	47,79	70,00	10,98	71,96	83,90	42,74	-3,4%	0,089	
F3 [%KG]	115,58	6,81				117,00	7,99				-1,2%	0,204	
F5 [%KG]	-25,76	4,71				-22,18	4,27				13,9%	0,006	** 0,83
F6 [%KG]	23,74	3,41				23,62	3,96				0,5%	0,910	
F7 [%KG]	-5,24	2,37				-5,13	1,85				2,2%	0,848	
F8 [%KG]	5,53	1,24				5,67	1,67				-2,4%	0,703	
F9 [%KG]	4,32	1,41				4,82	0,82				-11,7%	0,197	

6.1.4 Kinematik Passagier

Für die kinematischen Parameter des Passagiers (Oberkörpers) zeigten sich für beide Testsituationen ähnliche Werte und daher keine signifikanten Unterschiede. Allerdings konnte für die mittlere BK eine Tendenz zur Signifikanz ermittelt werden (Mdn: 9,78°, Max.: 15,68°, Min.: 0,14°, Mdn: 9,28°, Max.: 15,53°, Min.: -0,04°, $p = 0,061$). Tabelle 6 gibt einen Überblick.

Tabelle 6 Parameter zur Kinematik des Passagiers in Sagittalebene

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ korr.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Kinematik Passagier													
TNG [°]	4,03	4,93				3,87	4,74				3,9%	0,658	
TNL [°]	-5,24	4,62	-5,81	3,04	-11,81	-5,18	4,64	-5,91	3,86	-11,97	1,2%	0,910	
BK [°]	9,26	4,04	9,78	15,68	0,14	9,02	4,08	9,28	15,53	-0,04	2,6%	0,061	

6.1.5 Kinematik und Kinetik Lokomotor

6.1.5.1 Parameter der Sagittalebene

Für biomechanische Parameter des Lokomotors in der Sagittalebene konnten insgesamt neun signifikante Unterschiede in der Kinematik und Kinetik festgestellt werden: K1 (MW: $4,34 \pm 3,39^\circ$, MW: $2,7 \pm 3,83^\circ$, $p = 0,007$, $r = 0,82$), K2 (MW: $20,62 \pm 5,34^\circ$, MW: $18,27 \pm 4,55^\circ$, $p = 0,001$, $r = 0,89$), K3 (MW: $2,87 \pm 7,07^\circ$, MW: $1,22 \pm 6,2^\circ$, $p = 0,027$, $r = 0,73$), K5 (MW: $61,43 \pm 3,99$, MW: $63,82 \pm 4,45^\circ$, $p = 0,050$, $r = 0,68$), A3 (MW: $6,46 \pm 5,37^\circ$, MW: $13,32 \pm 3,78^\circ$, $p = 0,001$, $r = 0,90$), A6 (MW: $28,96 \pm 4,32^\circ$, MW: $34,69 \pm 6,23^\circ$, $p = 0,009$, $r = 0,8$), KM1 (MW: $-0,72 \pm 0,28$ Nm/kg, MW: $-0,94 \pm 0,26$ Nm/kg, $p = 0,001$, $r = 0,91$), KM3 (MW: $-0,04 \pm 0,23$, MW: $-0,20 \pm 0,22$, $p = 0,000$, $r = 0,93$) und AM1 (MW: $-0,23 \pm 0,14$, MW: $-0,38 \pm 0,16$, $p = 0,001$, $r = 0,89$). Die Parameter sind in Tabelle 7 beschrieben, sowie in Abbildung 33 grafisch dargestellt.

Tabelle 7 Parameter der Kinematik und Kinetik für den Lokomotor in der Sagittalebene

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ kor.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Kinematik und Kinetik Lokomotor - Sagittalebene													
H1 [°]	33,41	3,95				33,21	3,94				0,6%	0,377	
H3 [°]	-12,17	5,69				-12,44	5,56				-2,3%	0,087	
H5 [°]	34,05	3,59				34,80	3,84				-2,2%	0,064	
H6 [°]	46,98	4,15				47,72	3,97				-1,6%	0,089	
K1 [°]	4,34	3,39				2,70	3,83				37,9%	0,007	** 0,82
K2 [°]	20,62	5,34				18,27	4,55				11,4%	0,001	** 0,89
K3 [°]	2,87	7,07				1,22	6,20				57,4%	0,027	* 0,73
K5 [°]	61,43	3,99				63,82	4,45				-3,9%	0,050	* 0,68
K6 [°]	61,80	4,87	61,31	70,17	55,04	64,51	5,61	63,25	75,27	56,71	-4,4%	0,061	
A1 [°]	4,47	5,41				4,60	3,29				-2,8%	0,952	
A2 [°]	-0,34	4,92				-1,85	3,87				-436,6%	0,176	
A3 [°]	6,46	5,37				13,32	3,78				-106,3%	0,001	** 0,90
A5 [°]	-20,86	7,30				-21,37	6,73				-2,4%	0,738	
A6 [°]	28,96	4,32				34,69	6,23				-19,8%	0,009	** 0,80
HM1 [Nm/kg]	1,81	0,61				2,00	0,47				-10,1%	0,232	
HM2 [Nm/kg]	-1,88	0,43				-1,87	0,47				0,5%	0,905	
KM1 [Nm/kg]	-0,72	0,28				-0,94	0,26				-29,5%	0,001	** 0,91
KM2 [Nm/kg]	1,14	0,43				1,09	0,41				4,0%	0,342	
KM3 [Nm/kg]	-0,04	0,23				-0,20	0,22				-405,2%	0,000	** 0,93
AM1 [Nm/kg]	-0,23	0,14				-0,38	0,16				-60,4%	0,001	** 0,89
AM2 [Nm/kg]	2,17	0,29				2,22	0,30				-2,7%	0,081	

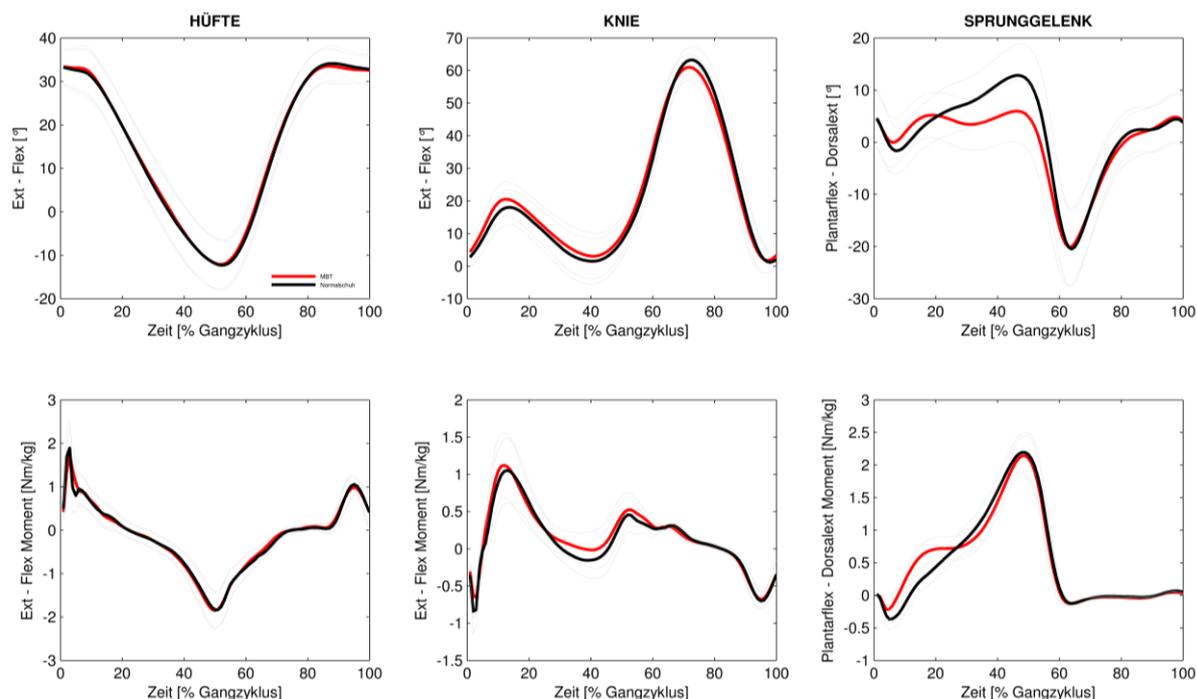


Abbildung 33 Verlauf für Kinematik (OBEN) und Kinetik (UNTEN) in der Sagittalebene für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während des Gehens mit normalen und MBT Schuhen.

6.1.5.2 Parameter der Frontalebene

Für Parameter in der Frontalebene konnten insgesamt zwei signifikante Unterschiede festgestellt werden: K8 (MW: $9,64 \pm 5,32^\circ$, MW: $11,01 \pm 6,30$, $p = 0,016$, $r = 0,77$) und KM6 (MW: $0,78 \pm 0,21$ Nm/kg, MW: $0,81 \pm 0,22$ Nm/kg, $p = 0,009$, $r = 0,8$). Des Weiteren zeigte der Parameter K7 eine Tendenz zur Signifikanz (MW: $11,53 \pm 5,73$, MW: $12,96 \pm 6,07$, $p = 0,064$). Die Parameter sind in Tabelle 8 beschrieben, sowie in Abbildung 34 grafisch dargestellt.

Tabelle 8 Parameter der Kinematik und Kinetik für den Lokomotor in der Frontalebene

Parameter	MBT				Kontrollschuh					Diff. [%]	$P^{BH\ kor.}$	r	
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max				Min
Kinematik und Kinetik Lokomotor - Frontalebene													
H7 [°]	-3,49	4,54				-3,77	4,71				-7,8%	0,609	
H8 [°]	5,54	2,93				5,20	2,89				6,0%	0,291	
H9 [°]	-9,03	2,33				-9,03	2,55				0,0%	0,994	
K7 [°]	11,53	5,73				12,96	6,07				-12,4%	0,064	
K8 [°]	9,64	5,32				11,01	6,30				-14,2%	0,016	0,77
K9 [°]	-1,89	7,74				-1,95	8,29				-3,4%	0,952	
HM3 [Nm/kg]	1,27	0,31				1,25	0,29				2,0%	0,382	
HM4 [Nm/kg]	0,96	0,17				0,98	0,18				-1,8%	0,473	
KM5 [Nm/kg]	0,79	0,21				0,79	0,24				0,0%	0,994	
KM6 [Nm/kg]	0,78	0,21				0,81	0,22				-3,9%	0,009	0,80

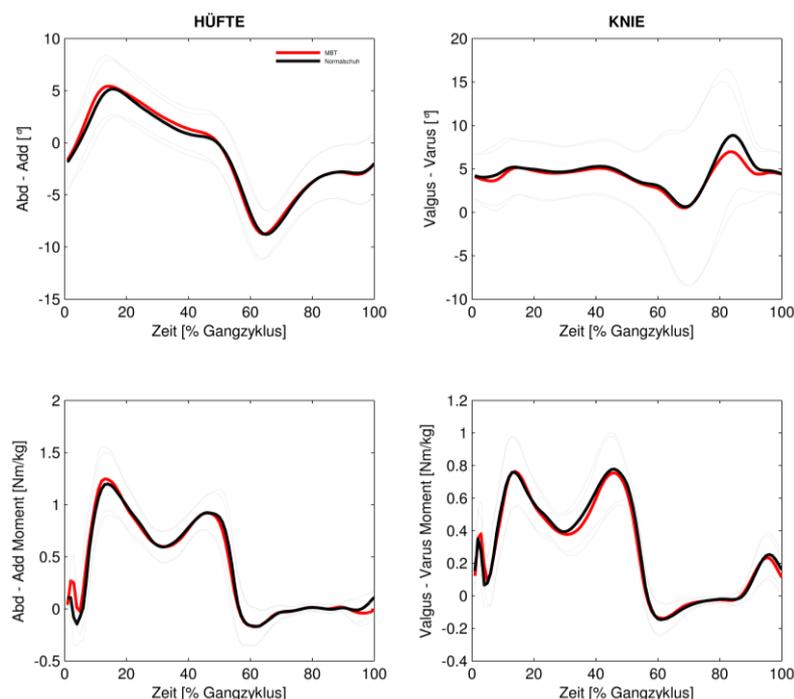


Abbildung 34 Verlauf für Kinematik (OBEN) und Kinetik (UNTEN) in der Sagittalebene für das Hüft- und Kniegelenk während des Gehens mit normalen und MBT Schuhen.

6.1.6 Muskelaktivitäten

Für die mittleren Muskelaktivitäten konnten insgesamt drei signifikante Unterschiede festgestellt werden, wobei zwei der Parameter eine signifikante Erhöhung aufwiesen, VM_PSw (Mdn: 2,66 μ V, Max.: 30,51 μ V, Min.: 1,09 μ V, Mdn: 2,34 μ V, Max.: 20,97 μ V, Min.: 0,69 μ V, $p = 0,028$, $r = 0,82$) und TA_PSw (MW: 11,77 \pm 6,79 μ V, MW: 7,13 \pm 4,06 μ V, $p = 0,049$, $r = 0,68$), und ein Parameter eine signifikante Reduktion TA_LR (MW: 52,89 \pm 25,38 μ V, MW: 81,62 \pm 27,64 μ V, $p = 0,022$, $r = 0,75$).

Des Weiteren zeigten zwei Parameter eine Tendenz zur Signifikanz: GMM_TSt (Mdn: 60,69 μ V, Max.: 142,18 μ V, Min.: 19,25 μ V, $p = 0,054$) und PL_PSw (MW: 17,35 \pm 10,39 μ V, MW: 20,94 \pm 13,04 μ V, $p = 0,067$). Die Parameter sind in Tabelle 9 beschrieben sowie in Abbildung 35 grafisch dargestellt.

Tabelle 9 Mittlere Aktivitäten für sieben ausgewählte Muskeln während der Standbeinphase

Parameter	MBT					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\text{ kor.}}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Muskelaktivitäten - EMG													
VM_IC [µV]	21,72	9,09	19,61	44,37	11,30	18,79	9,11	18,87	41,79	7,98	13,5%	0,377	
VM_LR [µV]	33,06	17,15				28,96	16,85				12,4%	0,302	
VM_MSt [µV]	10,51	5,57				10,78	5,61				-2,6%	0,848	
VM_TSt [µV]	2,94	1,55				2,14	0,59				27,3%	0,202	
VM_PSw [µV]	6,01	8,49	2,66	30,51	1,09	4,09	5,57	2,34	20,97	0,69	31,9%	0,028	0,82
VL_IC [µV]	25,47	10,86				26,12	9,35				-2,6%	0,802	
VL_LR [µV]	31,17	11,49				30,75	8,43				1,3%	0,910	
VL_MSt [µV]	12,97	7,14				13,45	6,22				-3,7%	0,770	
VL_TSt [µV]	4,52	3,44	3,80	12,82	0,87	3,00	1,64	3,12	5,94	0,77	33,6%	0,151	
VL_PSw [µV]	6,61	6,79	2,64	17,51	1,03	4,16	4,78	2,52	17,77	0,99	37,1%	0,224	
BF_IC [µV]	40,22	26,90				34,12	17,91				15,2%	0,184	
BF_LR [µV]	23,98	16,44				20,14	11,61				16,0%	0,197	
BF_MSt [µV]	5,73	4,81				4,78	3,04				16,6%	0,408	
BF_TSt [µV]	2,81	1,98	2,11	6,91	0,88	2,26	1,20	1,89	4,22	0,76	19,4%	0,692	
BF_PSw [µV]	2,71	2,44	1,89	9,50	0,65	1,80	0,87	1,65	3,43	0,70	33,5%	0,203	
TA_IC [µV]	61,46	29,54	54,67	110,20	2,68	62,36	20,04	61,44	100,25	42,06	-1,5%	0,938	
TA_LR [µV]	52,89	25,38				81,62	27,64				-54,3%	0,022	0,75
TA_MSt [µV]	10,87	9,07				15,61	7,05				-43,6%	0,302	
TA_TSt [µV]	7,87	4,84				8,01	4,26				-1,7%	0,957	
TA_PSw [µV]	11,77	6,79				7,13	4,06				39,4%	0,049	0,68
GM_IC [µV]	7,42	4,93				7,04	4,85				5,1%	0,703	
GM_LR [µV]	8,92	6,60				8,01	5,21				10,1%	0,203	
GM_MSt [µV]	2,22	1,04	1,83	4,20	0,71	2,33	1,11	1,94	4,90	0,76	-5,2%	0,203	
GM_TSt [µV]	1,33	0,38				1,33	0,34				0,2%	0,957	
GM_PSw [µV]	1,43	0,45				1,37	0,42				4,0%	0,345	
GMM_IC [µV]	13,66	16,14	6,35	56,77	1,24	7,46	6,66	4,87	24,01	1,38	45,4%	0,173	
GMM_LR [µV]	9,01	6,18				6,10	2,88				32,2%	0,184	
GMM_MSt [µV]	21,50	11,16				22,13	10,89				-2,9%	0,802	
GMM_TSt [µV]	64,90	29,38	60,69	142,18	19,25	58,89	21,83	58,29	114,18	22,58	9,3%	0,054	
GMM_PSw [µV]	18,16	16,14	11,91	64,47	5,14	18,51	10,45	19,66	39,13	4,83	-1,9%	0,609	
PL_IC [µV]	18,13	9,28				20,15	10,23				-11,1%	0,345	
PL_LR [µV]	16,39	8,38	14,33	28,14	2,83	19,42	8,04	18,07	29,99	9,09	-18,5%	0,151	
PL_MSt [µV]	16,20	8,50	15,12	39,04	3,21	14,71	7,60	12,36	33,92	6,52	9,2%	0,556	
PL_TSt [µV]	35,31	14,36				35,60	16,11				-0,8%	0,957	
PL_PSw [µV]	17,35	10,39				20,94	13,04				-20,7%	0,067	

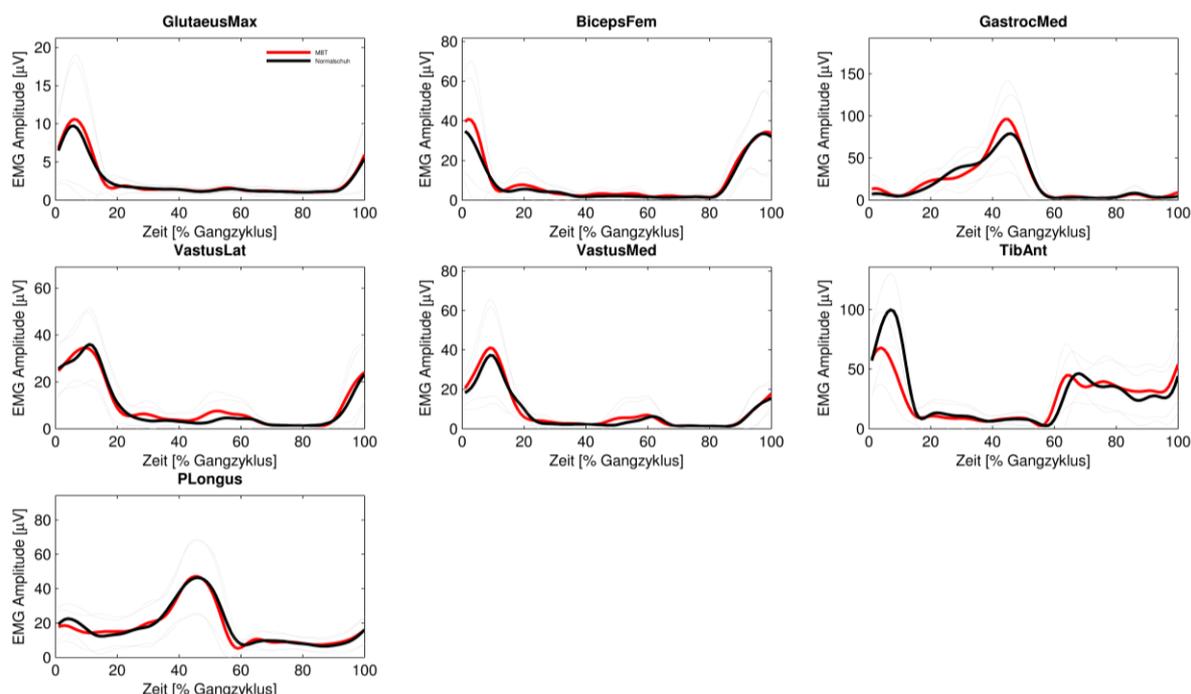


Abbildung 35 Verlauf der Muskelaktivitäten [µV] für das Gehen mit normalen und MBT Schuhen für sieben Muskeln: M. glutaeus maximus, M. biceps femoris, M. gastrocnemius medialis, M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. tibialis anterior, M. peroneus longus.

6.2 Ergebnisse für die Reebok ET Untersuchung

Für die Datenerhebung im Rahmen der Reebok Easy Tone Gruppe standen insgesamt 14 TN (Männer: $n = 7$; Frauen: $n = 7$; Alter: 25 ± 4 Jahre, Körpermasse: 66 ± 10 kg, Körpergröße: 172 ± 10 cm) für die COP Schwankung im Stehen und die Ganganalyse zur Verfügung. Für die Auswertung der COP Daten wurden alle 14 Datensätze herangezogen. Allerdings mussten auch hier auf Grund mangelnder Qualität in zwei Bewegungsanalysedaten sowie technischer Probleme bei der Datenaufnahme auf Datensätze zweier Probandinnen verzichtet werden. Daher standen auch hier insgesamt sieben männliche und fünf weibliche Datensätze für die Auswertung der Ganganalysedaten zur Verfügung ($n = 12$).

6.2.1 COP – Schwankung

Der Vergleich für die COP-Schwankung im Stehen beim Tragen von ET und normalen Schuhen zeigte für keinen der sechs Parameter signifikante Unterschiede im bipedalen Stand. Die Tabelle 10 zeigt die ermittelten Daten zu den Gleichgewichtsmessungen im Stehen mit normalen und ET Schuhen. In Abbildung 36 ist ein Beispiel für die COP Schwankung im Stehen für einen Versuch eines/einer TN dargestellt.

Tabelle 10 COP – Schwankung

	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\text{ kor.}}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
COP - Schwankung													
COPml [mm]	4,30	1,18				4,27	1,40				0,7%	0,957	
COPap [mm]	9,19	2,65				8,25	2,59				10,2%	0,284	
SDml [mm]	0,91	0,33	0,88	1,72	0,47	0,87	0,33	0,81	1,66	0,45	4,4%	0,897	
SDap [mm]	2,25	0,87				1,92	0,71				14,7%	0,239	
COPvml [mm/s]	3,36	0,58				3,46	0,74				-3,0%	0,510	
COPvap [mm/s]	4,30	0,75				4,47	1,03				-4,0%	0,609	

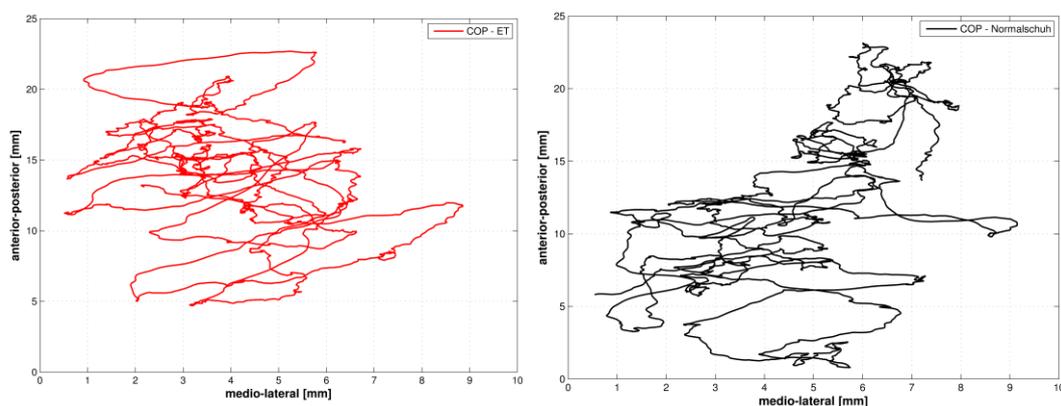


Abbildung 36 Beispiel für die COP - Schwankung im bipedalen Stand für die Dauer von 15 Sekunden mit Reebok ET und normalen Schuhen. Die statistischen Tests ergaben keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede in medio-laterale oder anterior-posterior Richtung.

6.2.2 Weg-Zeit-Parameter

Die Weg-Zeit-Parameter zeigten insgesamt drei signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen ET und NS: Gv (MW: $1,44 \pm 0,11$ m/s, MW: $1,40 \pm 0,11$ m/s, $p = 0,021$, $r = 0,75$), GZL (MW: $1,52 \pm 0,13$ m, MW: $1,47 \pm 0,13$ m, $p = 0,009$, $r = 0,81$) und SchD (Mdn: 0,52 sec., Max.: 0,56 sec., Min.: 0,49 sec., Mdn: 0,52, Max.: 0,56 sec., Min.: 0,5 sec., $p = 0,028$, $r = 0,81$).

Tabelle 11 gibt einen Überblick über die ermittelten Weg-Zeit-Parameter für das Gehen mit normalen und MBT Schuhen.

Tabelle 11 Weg-Zeit-Parameter

Weg-Zeit-Parameter	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$P^{BH\ kor.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
K [Schritte/Min]	113,95	3,89				113,91	4,32				0,0%	0,957	
Gv [m/s]	1,44	0,11				1,40	0,11				3,2%	0,021	*
GZD [s]	1,05	0,04				1,06	0,04				-0,1%	0,938	
GZL [m]	1,52	0,13				1,47	0,13				3,1%	0,009	**
SL [m]	0,75	0,06				0,73	0,06				1,6%	0,172	
SchD [s]	0,52	0,02	0,52	0,56	0,49	0,53	0,02	0,52	0,56	0,50	-1,1%	0,028	*
TO [%]	60,81	1,25				60,43	1,35				0,6%	0,304	

6.2.3 Bodenreaktionskräfte

Von den insgesamt neun ermittelten Parametern der Bodenreaktionskräfte erwiesen sich drei als signifikant unterschiedlich: F1 (MW: 120,92 ± 8,73 %KG, MW: 116,26 ± 8,83 %KG, $p = 0,006$, $r = 0,83$), F2 (MW: 69,72 ± 6,57 %KG, MW: 72,12 ± 6,25 %KG, $p = 0,031$, $r = 0,72$) und F7 (MW: -3,35 ± 1,31 %KG, MW: -5,01 ± 2,38 %KG, $p = 0,050$, $r = 0,68$) Alle anderen Parameter zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Parameter sind in Abbildung 37 grafisch dargestellt sowie in Tabelle 12 beschrieben.

Tabelle 12 Parameter der Bodenreaktionskräfte

	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ kor.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Bodenreaktionskräfte													
F1 [%KG]	120,92	8,73				116,26	8,83				3,9%	0,006 **	0,83
F2 [%KG]	69,72	6,57				72,12	6,25				-3,4%	0,031 *	0,72
F3 [%KG]	116,67	4,28				115,69	3,65				0,8%	0,211	
F5 [%KG]	-22,32	4,87				-20,77	4,89				7,0%	0,134	
F6 [%KG]	22,99	3,14				23,81	3,42				-3,6%	0,204	
F7 [%KG]	-3,35	1,31				-5,01	2,38				-49,4%	0,050 *	0,68
F8 [%KG]	6,35	0,90				6,85	1,04				-7,8%	0,197	
F9 [%KG]	4,46	0,98				4,56	1,27				-2,3%	0,692	

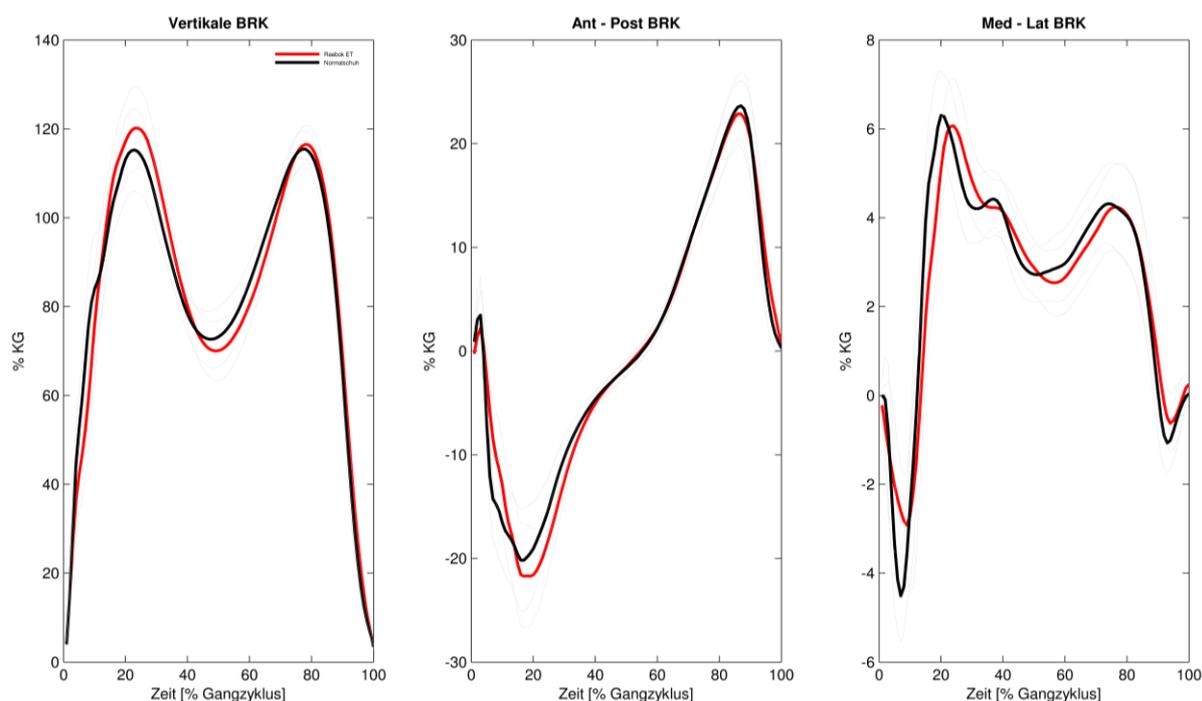


Abbildung 37 Vertikale, anterior - posterior und medio - laterale Bodenreaktionskräfte für das Gehen mit normalen (schwarz) und ET (rot) Schuhen.

6.2.4 Kinematik Passagier

Für die kinematischen Parameter des Passagiers (Oberkörpers) zeigten sich für beide Testsituationen keine signifikanten Unterschiede. Tabelle 13 gibt einen Überblick.

Tabelle 13 Parameter Kinematik Passagier

	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\text{ kor.}}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Kinematik Passagier													
TNG [°]	3,97	3,98	4,16	11,40	-1,41	3,85	3,53	3,95	11,01	-1,57	3,0%	0,224	
TNL [°]	-6,37	5,45	-6,62	3,03	-14,24	-6,55	5,25	-6,32	2,48	-14,52	-2,7%	0,306	
BK [°]	10,35	2,39				10,40	2,54				-0,5%	0,854	

6.2.5 Kinematik und Kinetik Lokomotor

6.2.5.1 Parameter der Sagittalebene

In der Sagittalebene konnte für den Lokomotor sowohl in der Kinematik als auch in kinetischen Parametern Unterschiede festgestellt werden (siehe Tabelle 14 und Abbildung 38): H1 (MW: $33,66 \pm 4,84^\circ$, MW: $32,55 \pm 4,96^\circ$, $p = 0,031$, $r = 0,72$), K5 (MW: $59,75 \pm 3,56^\circ$, MW: $62,43 \pm 4,42^\circ$, $p = 0,009$, $r = 0,80$), K6 (MW: $62,59 \pm 2,00^\circ$, MW: $65,06 \pm 2,55^\circ$, $p = 0,027$, $r = 0,730$), A5 (MW: $-19,76 \pm 6,09^\circ$, MW: $-24,02 \pm 7,80^\circ$, $p = 0,016$, $r = 0,77$), A6 (MW: $32,74 \pm 7,29^\circ$, MW: $37,98 \pm 9,40^\circ$, $p = 0,009$, $r = 0,80$), HM2 (MW: $-2,04 \pm 0,31$ Nm/kg, MW: $-1,97 \pm 0,28$ Nm/kg, $p = 0,013$, $r = 0,78$) und AM1 (MW: $-0,53 \pm 0,16$ Nm/kg, MW: $-0,46 \pm 0,19$ Nm/kg, $p = 0,036$, $r = 0,71$). Abbildung 38 gibt einen Überblick über den Verlauf der Parameter. Des Weiteren zeigten sich zwei Unterschied mit einer Tendenz zur Signifikanz: A1 (MW: $4,98 \pm 4,21^\circ$, MW: $3,06 \pm 3,73^\circ$, $p = 0,087$) und KM3 (MW: $-0,06 \pm 0,22$ Nm/kg, MW: $-0,11 \pm 0,23$ Nm/kg, $p = 0,065$).

Tabelle 14 Kinematische und kinetische Parameter in der Sagittalebene für den Lokomotor

	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\text{ kor.}}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Kinematik und Kinetik Lokomotor - Sagittalebene													
H1 [°]	33,66	4,84				32,55	4,96				3,3%	0,031 *	0,72
H3 [°]	-12,08	4,07				-11,81	3,92				2,3%	0,208	
H5 [°]	34,23	4,64				33,94	4,42				0,8%	0,550	
H6 [°]	46,82	4,72				46,10	4,90				1,5%	0,104	
K1 [°]	0,00	4,27	-0,78	9,96	-5,65	-0,02	3,73	-1,37	6,60	-5,81	-282,3%	0,828	
K2 [°]	16,01	6,03				15,66	5,58				2,2%	0,612	
K3 [°]	1,12	3,89				1,33	3,85				-18,3%	0,652	
K5 [°]	59,75	3,56				62,43	4,42				-4,5%	0,009 **	0,80
K6 [°]	62,59	2,00				65,06	2,55				-4,0%	0,027 *	0,73
A1 [°]	4,98	4,21				3,06	3,73				38,5%	0,087	
A2 [°]	-2,60	3,38				-3,87	4,02				-48,9%	0,151	
A3 [°]	12,89	4,44				13,95	5,22				-8,3%	0,344	
A5 [°]	-19,76	6,09				-24,02	7,80				-21,6%	0,016 *	0,77
A6 [°]	32,74	7,29				37,98	9,40				-16,0%	0,009 **	0,80
HM1 [Nm/kg]	1,65	0,38				1,70	0,43				-3,4%	0,691	
HM2 [Nm/kg]	-2,04	0,31				-1,97	0,28				3,6%	0,013 *	0,78
KM1 [Nm/kg]	-0,68	0,21				-0,70	0,23				-2,0%	0,802	
KM2 [Nm/kg]	1,24	0,44				1,19	0,41				4,3%	0,250	
KM3 [Nm/kg]	-0,06	0,22				-0,11	0,23				-91,6%	0,065	
AM1 [Nm/kg]	-0,53	0,16				-0,46	0,19				13,1%	0,036 *	0,71
AM2 [Nm/kg]	2,13	0,37				2,16	0,36				-1,4%	0,344	

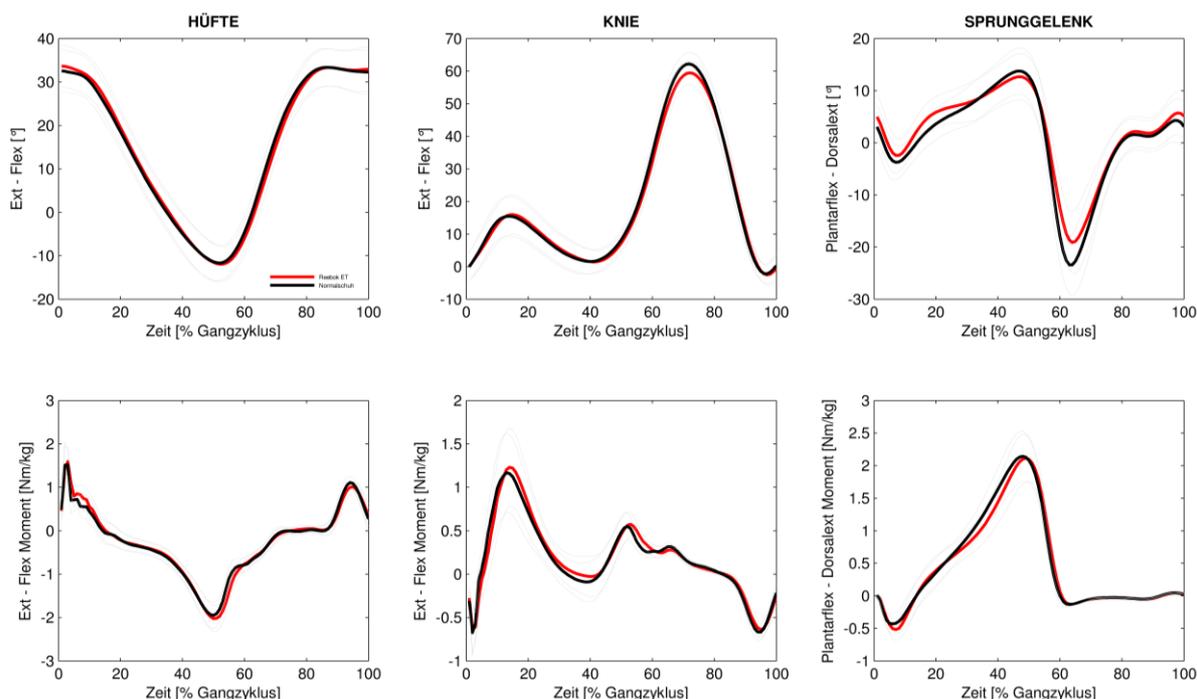


Abbildung 38 Verlauf für Kinematik (OBEN) und Kinetik (UNTEN) in der Sagittalebene für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während des Gehens mit normalen und ET Schuhen.

6.2.5.2 Parameter der Frontalebene

Für Parameter in der Frontalebene konnten insgesamt zwei signifikante Unterschiede festgestellt werden: K7 (MW: $11,86 \pm 4,28^\circ$, MW: $13,77 \pm 4,45$, $p = 0,009$, $r = 0,80$) und K9 (MW: $-4,34 \pm 5,01^\circ$, MW: $-5,54 \pm 5,10^\circ$, $p = 0,013$, $r = 0,78$). Des Weiteren zeigten die Parameter K8 (MW: $7,52 \pm 3,28^\circ$, MW: $8,23 \pm 4,08^\circ$, $p = 0,091$) und KM6 (MW: $0,75 \pm 0,19$ Nm/kg, MW: $0,77 \pm 0,17$ Nm/kg, $p = 0,091$) eine Tendenz zur Signifikanz. Die Parameter sind in Tabelle 15 beschrieben sowie in Abbildung 39 grafisch dargestellt.

Tabelle 15 Parameter zur Kinematik und Kinetik in der Frontalebene für den Lokomotor

	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	$p^{BH\ korr.}$	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
Kinematik und Kinetik Lokomotor - Frontalebene													
H7 [°]	-6,49	4,22				-6,73	4,50				-3,8%	0,393	
H8 [°]	4,38	3,84	3,68	11,53	0,01	4,50	3,94	3,83	11,84	0,18	-2,7%	0,136	
H9 [°]	-10,87	2,35				-11,24	2,65				-3,4%	0,159	
K7 [°]	11,86	4,28				13,77	4,45				-16,1%	0,009	** 0,80
K8 [°]	7,52	3,28				8,23	4,08				-9,5%	0,091	
K9 [°]	-4,34	5,01				-5,54	5,10				-27,4%	0,013	* 0,78
HM3 [Nm/kg]	1,35	0,34				1,33	0,35				1,4%	0,550	
HM4 [Nm/kg]	0,64	0,41				0,65	0,40				-1,6%	0,677	
KM5 [Nm/kg]	0,67	0,24				0,67	0,25				0,6%	0,918	
KM6 [Nm/kg]	0,75	0,19				0,77	0,17				-3,8%	0,091	

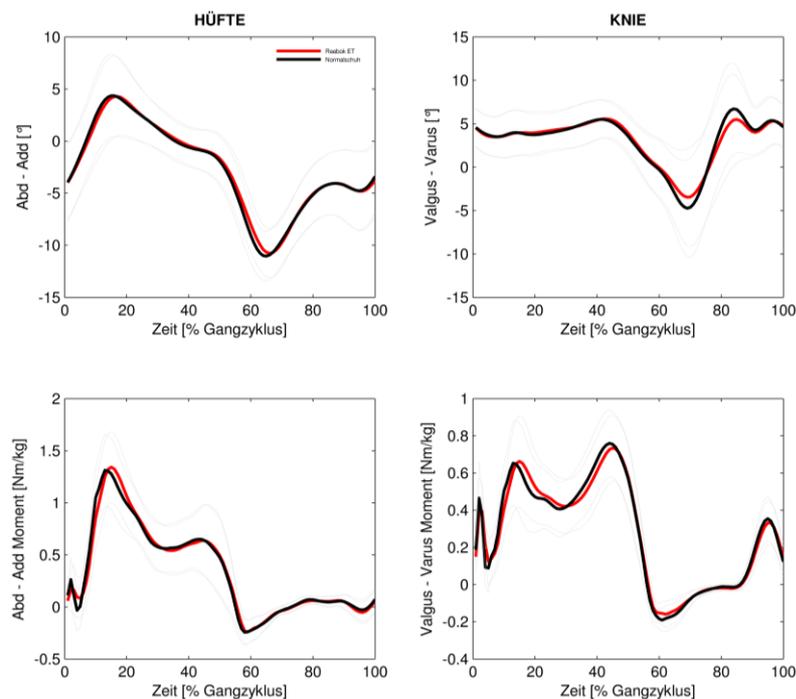


Abbildung 39 Verlauf für Kinematik (OBEN) und Kinetik (UNTEN) in der Frontalebene für das Hüft- und Kniegelenk während des Gehens mit normalen und ET Schuhen.

6.2.6 Muskelaktivitäten

Daten zu den Muskelaktivitäten zeigten keine signifikanten Unterschiede, jedoch konnten bei insgesamt fünf Parametern eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden: VM_PSw (Mdn: 2,62 μ V, Max.: 23,36 μ V, Min.: 1,20 μ V, Mdn: 1,66 μ V, Max. 6,96 μ V, Min.: 0,96 μ V, $p = 0,089$), VL_PSw (MW: 4,58 \pm 4,28 μ V, MW: 2,93 \pm 2,15 μ V, $p = 0,101$), BF_TSt (Mdn: 2,37 μ V, Max.: 16,50 μ V, Min.: 0,84 μ V, Mdn: 3,00 μ V, Max.: 31,10 μ V, Min.: 0,84 μ V, $p = 0,089$), TA_PSw (MW: 8,61 \pm 3,89 μ V, MW: 5,78 \pm 1,68 μ V, $p = 0,056$), GM_PSw (MW: 1,52 \pm 0,24 μ V, MW: 1,45 \pm 0,22 μ V, $p = 0,089$) und PL_IC (MW: 22,40 \pm 8,80 μ V, MW: 19,63 \pm 7,71 μ V, $p = 0,061$). Tabelle 16 und Abbildung 40 geben einen Überblick.

Tabelle 16 Mittlere Aktivitäten für sieben ausgewählte Muskeln während der Standbeinphase

Muskelaktivitäten - EMG	Reebok ET					Kontrollschuh					Diff. [%]	P ^{BH} kor.	r
	Mittelwert	SD	Median	Max	Min	Mittelwert	SD	Median	Max	Min			
VM_IC [µV]	25,31	15,98				26,77	18,05				-5,8%	0,341	
VM_LR [µV]	36,90	24,81				34,18	21,07				7,3%	0,291	
VM_MSt [µV]	12,83	7,59				11,32	8,06				11,7%	0,197	
VM_TSt [µV]	3,41	3,21	1,77	10,62	1,02	2,51	1,37	2,20	5,27	0,92	26,4%	0,692	
VM_PSw [µV]	4,20	6,12	2,62	23,36	1,20	2,31	1,63	1,66	6,96	0,96	44,9%	0,089	
VL_IC [µV]	23,26	20,61	14,76	82,66	8,78	27,21	20,24	19,25	76,10	7,66	-17,0%	0,284	
VL_LR [µV]	32,93	17,50				33,83	16,48				-2,7%	0,724	
VL_MSt [µV]	14,55	8,98				13,15	6,80				9,6%	0,302	
VL_TSt [µV]	4,44	4,43				3,31	2,78				25,4%	0,268	
VL_PSw [µV]	4,58	4,28				2,93	2,15				36,1%	0,101	
BF_IC [µV]	35,13	18,44				33,88	24,21				3,6%	0,829	
BF_LR [µV]	23,67	17,38	18,42	65,29	8,57	19,83	11,72	19,47	37,02	7,78	16,2%	0,703	
BF_MSt [µV]	6,51	6,56				6,89	7,60				-5,7%	0,905	
BF_TSt [µV]	4,72	5,53	2,37	16,50	0,84	6,69	9,53	3,00	31,10	0,84	-41,7%	0,089	
BF_PSw [µV]	3,07	2,21				2,37	1,22				22,9%	0,136	
TA_IC [µV]	75,68	34,70	65,88	143,38	25,61	76,56	34,03	70,07	129,00	24,37	-1,2%	0,957	
TA_LR [µV]	89,66	36,79				85,19	35,42				5,0%	0,637	
TA_MSt [µV]	11,05	6,97				12,85	9,71				-16,3%	0,556	
TA_TSt [µV]	7,72	4,54				7,72	4,02				0,0%	0,999	
TA_PSw [µV]	8,61	3,89				5,78	1,68				32,8%	0,056	
GM_IC [µV]	5,35	3,26				5,47	2,36				-2,2%	0,910	
GM_LR [µV]	6,43	2,87				6,48	3,01				-0,9%	0,919	
GM_MSt [µV]	1,77	0,43	1,68	2,78	1,29	1,87	0,69	1,58	3,34	1,20	-5,5%	0,828	
GM_TSt [µV]	1,42	0,37				1,40	0,31				1,9%	0,739	
GM_PSw [µV]	1,52	0,24				1,45	0,22				4,6%	0,089	
GMM_IC [µV]	7,11	7,15				6,06	5,92				14,9%	0,144	
GMM_LR [µV]	7,13	3,22				6,60	3,64				7,4%	0,550	
GMM_MSt [µV]	25,45	8,88				26,24	8,51				-3,1%	0,802	
GMM_TSt [µV]	55,96	22,95				56,44	18,46				-0,9%	0,910	
GMM_PSw [µV]	13,40	7,34				11,52	5,07				14,0%	0,197	
PL_IC [µV]	22,40	8,80				19,63	7,71				12,4%	0,061	
PL_LR [µV]	23,34	9,05	25,27	35,53	10,50	21,30	10,63	19,15	46,55	9,16	8,7%	0,203	
PL_MSt [µV]	14,11	4,34	14,48	23,05	7,14	15,65	14,17	10,70	57,33	5,28	-10,9%	0,556	
PL_TSt [µV]	36,57	19,93	29,53	67,88	13,66	36,79	24,05	32,68	92,76	12,43	-0,6%	0,938	
PL_PSw [µV]	16,67	8,61				16,52	7,55				0,9%	0,949	

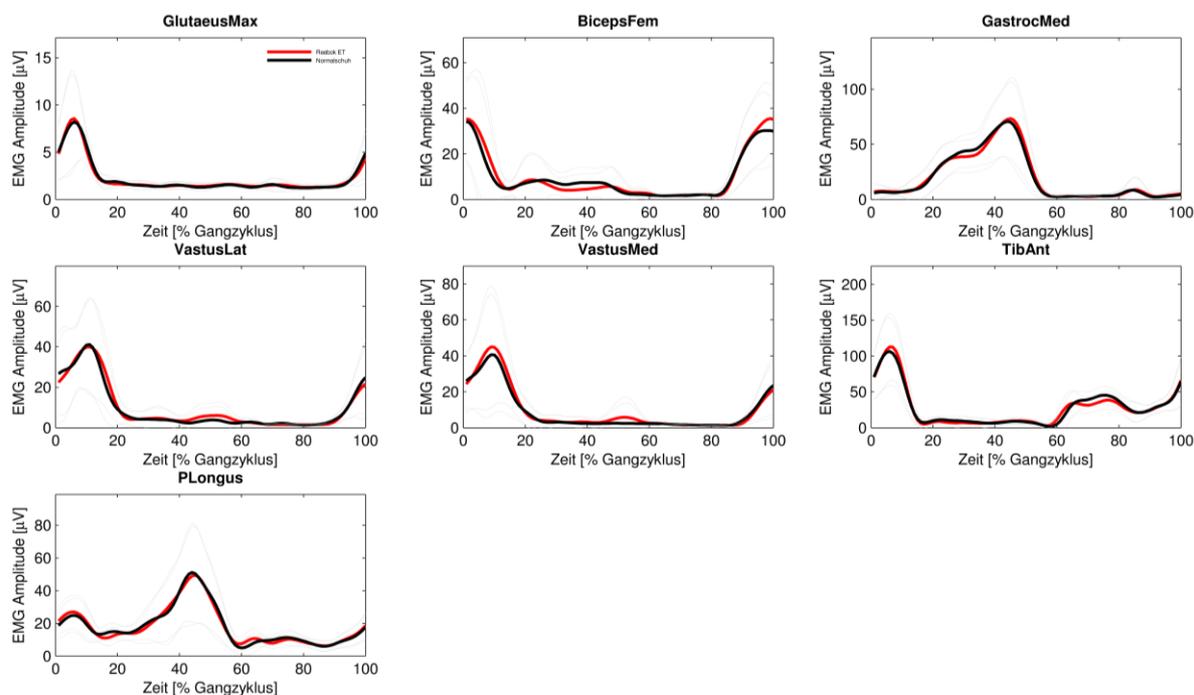


Abbildung 40 Verlauf der Muskelaktivitäten [µV] für das Gehen mit normalen und ET Schuhen für sieben Muskeln: M. gluteus maximus, M. biceps femoris, M. gastrocnemius medialis, M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. tibialis anterior, M. peroneus longus.

7 Interpretation und Diskussion

We grunt and push and pull and fall and roll and bump, then try again and keep it up over and over again, and never quit in spite of face-falls and nose bruises – all because we want to be what we feel, persons come to be by walking.

(Winter, 1991, S. 1–2)

Wie bereits in Kapitel 3 ausgeführt, ist die Evidenzlage zu instabilen Sohlenkonstruktionen und deren Einfluss auf biomechanische Aspekte des Gehens noch verhältnismäßig gering. Für die Konzepte des MBT Schuhs bestehen zwar bereits einige veröffentlichte Studien, welche mittels aufwendigen Verfahren aus der Biomechanik und Bewegungsanalyse kinematische und kinetische Aspekte sowie Parameter zu Muskelaktivitäten während des Gehens quantifiziert haben, allerdings kommen diese teilweise zu sehr inkonsistenten Ergebnissen. Aufgrund der unterschiedlichen methodischen Vorgehensweisen in den einzelnen Studien sowie durch die relativ komplexen technischen Verfahren fehlen noch großteils Experimente, welche die Ergebnisse der bestehenden Studienlage durch zusätzliche Daten entweder bestärken, oder aber auch in Frage stellen. In der Naturwissenschaft, sowie in den einzelnen Fachdisziplinen der Naturwissenschaft werden Ergebnisse und Erkenntnisse in der Regel erst dann als wahr bezeichnet, wenn diese durch unabhängige Experimente wiederholt bestätigt wurden und daher auch als reproduzierbar bezeichnet werden können (vgl. Giles, 2006).

Am Ende von Kapitel 3 wurde eine kurze Übersicht über die bis jetzt festgestellten Effekte von instabilen Sohlenkonstruktionen auf biomechanische Parameter gegeben. Einige dieser Effekte konnten, wie bereits oben erwähnt, durch mehrere unabhängige Studien belegt werden, vor allem aber in Bezug auf kinetische Parameter besteht bis dato noch große Uneinigkeit. Ein Ziel dieser Arbeit war es daher, basierend auf der bestehenden Studienlage, weitere Daten zu kinematischen, kinetischen Aspekten sowie zu Muskelaktivitäten zu erheben und diese mit der bestehenden Studienlage zu vergleichen. Zur Bearbeitung dieser Zielsetzung wurden zwei ausgewählte Schuhkonzepte herangezogen: der MBT Schuh, als eines der wohl bekanntesten Konzepte und der Reebok Easy Tone Schuh, als ein aktuell sehr neues Konzept. Die meisten bestehenden Studien, welche sich mit instabilen Sohlenkonstruktionen befasst haben, haben ihre Untersuchungen mit dem MBT Schuh durchgeführt. Der Reebok Easy Tone Schuh wird seit ungefähr zwei Jahren, vor allem medial sehr intensiv beworben, Studien zu diesem Schuh finden sich bis dato aber noch keine. Dies war ein wichtiger Grund dafür, auch dieses Konzept in diese Arbeit einzubinden.

Insgesamt wurden 28 gesunde StudentInnen (N = 28) aus der Fachhochschule St. Pölten für diese Studie herangezogen. Davon wurden jeweils 14 TN der MBT und 14 TN der ET Gruppe zugeordnet. Für die Datenaufzeichnung wurden ein optoelektronisches VICON Motion Capture System, eine KISTLER Kraftmessplatte sowie ein EMG-System der Firma Delsys verwendet (siehe Kapitel 5). Kinematische und kinetische Daten, sowie Muskelaktivitäten wurden für das Gehen mit den instabilen Schuhen als auch mit normalen Schuhen aufgezeichnet und gegenübergestellt. Zusätzlich fand im Stehen eine Messung der COP-Schwankung statt um eine generelle Aussage über die posturale Stabilität treffen zu können. Insgesamt wurden aus den Daten 90 biomechanische Parameter für beide Testsituationen errechnet und ausgewertet.

7.1 Interpretation und Diskussion – Testsituation MBT

Zur Frage nach dem Einfluss des MBT-Schuhkonzepts auf biomechanische Parameter im Gehen und Stehen wurden insgesamt fünf Hypothesen aufgestellt. Den einzelnen Forschungshypothesen aus den Bereichen Kinematik, Kinetik, Muskelaktivitäten und COP-Schwankung können aus den 90 ermittelten Parametern jeweils mehrere Parameter zugeordnet werden (sich dazu die Auflistung aller Parameter in Tabelle 2 in Kapitel 5.6). Die Beantwortung der einzelnen Hypothesen (H1 bis H5) erfolgt daher immer in Bezug auf alle dazugehörigen Parameter. Für H5 beispielsweise: *„Es gibt einen signifikanten Unterschied in der anterior-posterior und medio-lateralen COP Schwankung zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Stehen“* wurden die Ergebnisse der statistischen Auswertung aller sechs Parameter der COP Schwankung herangezogen um die Hypothese entweder zu verwerfen bzw. beizubehalten.

Die meisten Studien, welche sich dem Thema instabiler Sohlenkonstruktionen gewidmet haben, sind in einem ersten Schritt der grundlegenden Frage nachgegangen, ob durch das Stehen in einem MBT Schuh eine erhöhte Anforderung an die statische Gleichgewichtskontrolle resultiert. Betrachtet man die Summe der publizierten Ergebnisse, kann davon ausgegangen werden, dass sowohl in anterior-posterior als auch in medio-lateraler Richtung für den bipedalen Stand ein signifikanter Unterschied zwischen dem Stehen im MBT Schuhen und dem Stehen barfuß bzw. mit normalen Schuhen besteht. Für die in dieser Arbeit erhobenen Parameter in der COP- Schwankung zeigte sich für alle eine höchst signifikante Erhöhung um bis zu 52,3% ($p > 0,001$, $r > 0,80$) beim Tragen der MBT Schuhe. Die ermittelten Ergebnisse sind bestehenden Daten anderer Studien in ihrer Ausprägung sehr ähnlich. Damit kann die Hypothese H5 *„Es gibt einen signifikanten Unterschied in der anterior-posterior und medio-lateralen COP Schwankung zwischen dem*

MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Stehen.“ als gültig betrachtet werden und es kann davon ausgegangen werden, dass durch das Tragen von MBT Schuhen im bipedalen Stand eine erhöhte Anforderung an die posturale Kontrolle resultiert. Abbildung 41 zeigt einen Vergleich zwischen einem exemplarischen Datensatz aus der Studie von Nigg et al. (2006) und Daten aus der hier vorliegenden Arbeit. Für beide Datensätze ist eine deutliche Erhöhung der COP-Schwankung feststellbar. Zusätzlich gibt Abbildung 42 in Form von Boxplotgraphiken einen genauen Überblick der einzelnen Parameter im Vergleich.

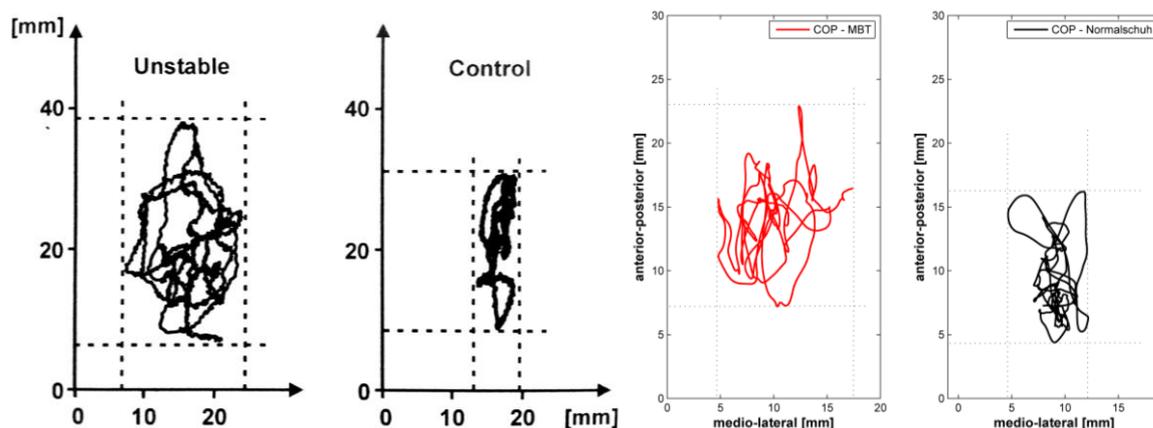


Abbildung 41 LINKS: Ein exemplarischer Datensatz von Nigg et al. (2006) für den Unterschied in der COP-Schwankung in medio-lateraler und anterior-posterior Richtung. RECHTS: Ein Beispiel aus Daten der hier vorliegenden Arbeit. Beide Datensätze zeigen eine deutlich geringere COP-Schwankung beim Kontrollschuh.

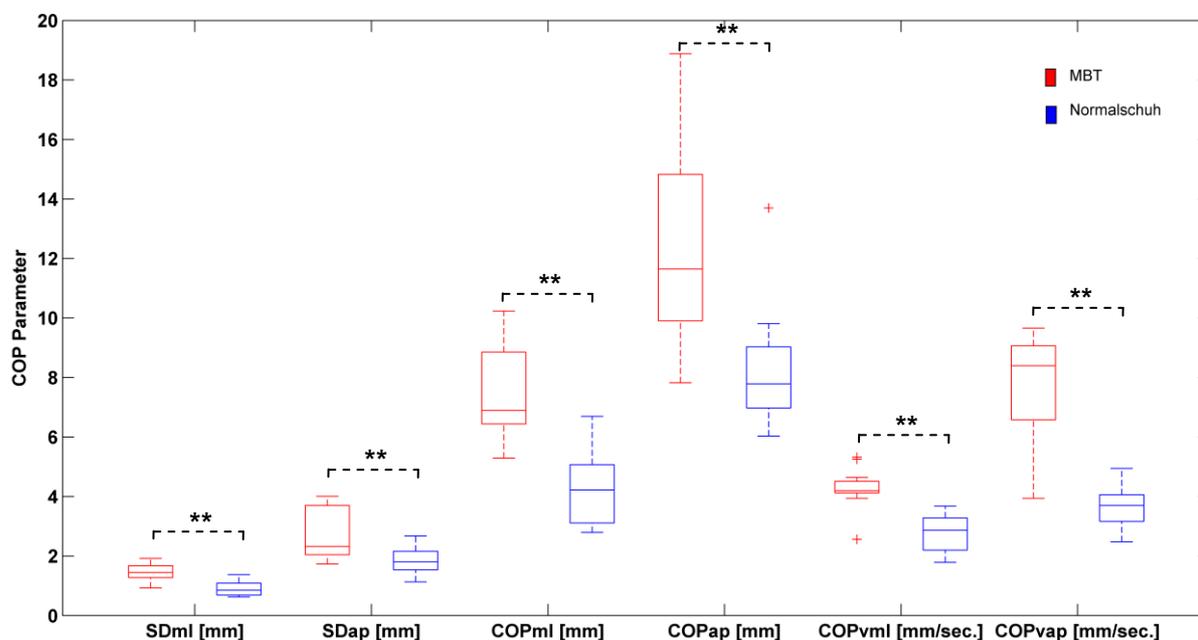


Abbildung 42 Vergleich aller COP-Parameter zwischen den normalen (blau) und MBT Schuhen (rot) im bipedalen Stand. Es ist deutlich zu erkennen, dass die einzelnen Boxplots der Normalschuhparameter deutlich geringer sind. ** $p \leq 0,01$.

Neben der Quantifizierung von biomechanischen Parametern im Stehen war Ziel dieser Arbeit, Parameter für das Gehen, während eines Gangzyklus, zu quantifizieren. Diese Parameter beinhalteten Weg-Zeit-Parameter, Bodenreaktionskräfte, Kinematik des Passagiers, Kinematik und Kinetik des Lokomotor (Sagittal- und Frontalebene) sowie Muskelaktivitäten.

Fast alle Studien, welche dreidimensionale optoelektronische Systeme für 3D Ganganalysen verwendet haben, haben neben den reinen kinematischen und kinetischen Aspekten auch Weg-Zeit-Parameter erfasst und ausgewertet. Abgesehen von Romkes et al. (2006) konnten jedoch die wenigsten AutorInnen einen signifikanten Einfluss der MBT Schuhe auf Weg-Zeit-Parameter feststellen. Zudem haben viele in ihren Studienprotokollen die Gehgeschwindigkeit kontrolliert. Aufgrund der gänzlich anderen Sohlengeometrie des MBT Schuhs im Vergleich zu normalen Straßenschuhen und der dadurch wahrscheinlich veränderten Mechanik würde die Vermutung naheliegen, dass Sohlenkonstruktionen, wie der MBT Schuh, einen Einfluss auf Weg-Zeit-Parameter haben. Dass der Schuh zumindest im Stehen eine vermehrte Instabilität provoziert, konnte ja bereits durch die COP-Messung bestätigt werden. Daher wird auch beim Gehen während der Einzelunterstützungsphase, also in der Phase, in welcher das gesamte Körpergewicht durch ein Bein getragen wird (Standphase), eine erhöhte Instabilität gegeben sein. Diese vermehrte Instabilität wird voraussichtlich durch Kompensationsmechanismen in der Bewegungskontrolle ausgeglichen, welche möglicherweise Veränderungen in Weg-Zeit-Parametern bedingen. Insgesamt wurden in dieser Arbeit sieben Weg-Zeit-Parameter erhoben und ausgewertet. Personen, welche MBT Schuhe getragen haben zeigten einerseits eine um 3% erhöhte Gehgeschwindigkeit ($p < 0,05$, $r = 0,82$) sowie eine um 2% verlängerte Gangzykluslänge ($p < 0,01$, $r = 0,84$). Zusätzlich war der Zeitpunkt des Toe-Off, also der Zeitpunkt, in welchem die Zehe am Ende der Standbeinphase vom Boden abhebt, beim Tragen von MBT Schuhen im Mittel um 1,4% früher ($p < 0,05$, $r = 0,7$). Alle anderen Parameter zeigten keine signifikanten Unterschiede. Abbildung 43 gibt einen Überblick.

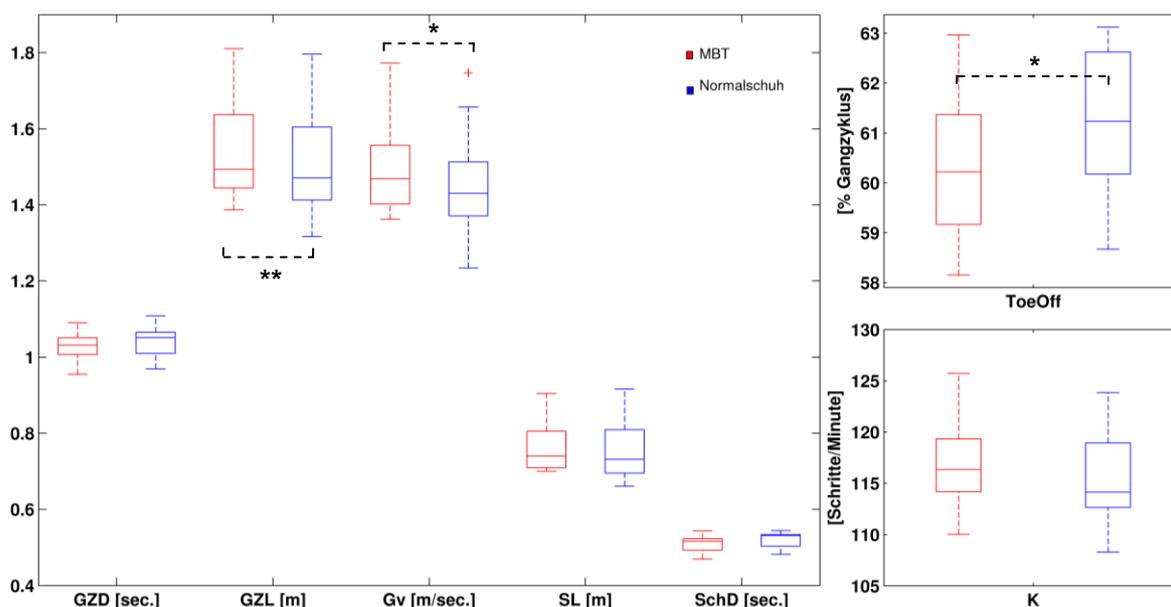


Abbildung 43 Vergleich aller Weg-Zeit-Parameter zwischen den normalen (blau) und MBT Schuhen (rot). Gangzyklusdauer (GZD), Gangzykluslänge (GZL), Gehgeschwindigkeit (Gv), Schrittlänge (SL), Schrittdauer (SchD), Zeitpunkt ToeOff (ToeOff) und die Kadenz (K). * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$.

Im Gegensatz zu den hier vorliegenden Daten konnte Romkes et al. (2006) in der Kadenz, der Gangzykluslänge, Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit eine signifikante Reduktion beim Tragen der MBT Schuhe feststellen. Vor allem die hier gefundene Reduktion der Gehgeschwindigkeit sowie der Gangzykluslänge stehen in Kontrast zu den Ergebnissen von Romkes et al. (2006). Eine Veränderung der Gangzykluslänge wird in der Regel aber auch von einer Veränderung der Schrittlänge begleitet, da ein Gangzyklus aus zwei aufeinander folgenden Schritten definiert ist (siehe Kapitel 5.6.2). Daten dieser Studie zeigten eine mittlere Schrittlänge von $0,76 \pm 0,06\text{m}$ für die MBT Schuhe und eine nicht signifikante Reduktion auf $0,75 \pm 0,07\text{m}$ für normale Schuhe. Es stellt sich die Frage, wie sich die Gangzykluslänge unabhängig von der Schrittlänge ändern konnte. Einerseits könnte die Vermutung aufgestellt werden, dass es einen Unterschied zwischen der Schrittlänge des Referenzbeins (das Bein, mit welchem die Personen über die KMP gegangen sind) und des kontralateralen Beins gegeben hat. Dies würde bedeuten, dass die TN entweder bewusst oder auch unbewusst die Schrittlänge für eine der beiden Seiten verändert haben, um zum Beispiel gezielt mit dem Referenzbein auf die Mitte der KMP zu steigen. Aufgrund der großen Anzahl an Versuchen welche pro TN und auch insgesamt aufgenommen wurden, musste den TN im Vorhinein die Information gegeben werden, dass sie mit dem Referenzbein direkt über die KMP steigen müssen, da ansonsten die erforderliche Anzahl an Versuchen mit korrekten KMP-Treffern zu erreichen, weitaus länger gedauert hätte. Dies wiederum hätte vermehrt zu Problemen mit dem EMG (Schweißbildung etc.) und anderen Daten geführt. Allerdings wurde allen TN so viel Zeit wie persönlich nötig war eingeräumt,

um sich an das Gehen im Labor und das Gehen über die KMP zu gewöhnen (genauer dazu siehe Kapitel 5.4). Bei der Interpretation der Weg-Zeit-Parameter ist zudem zu beachten, dass in dem Studienprotokoll der MBT Gruppe der Ablauf für alle TN so aussah, dass zuerst die Daten barfuß, danach mit normalen Schuhen und erst am Ende mit MBT Schuhen aufgezeichnet wurden. Obwohl die TN genug Zeit hatten, um sich an das Labor zu gewöhnen, könnten die gefundenen signifikanten Unterschiede eher (vor allem in der Gehgeschwindigkeit) auf ein sukzessives Gewöhnen an die Laborsituationen zurückzuführen sein, als auf die MBT Schuhe selbst. Allerdings kann, einigen AutorInnen zur Folge, davon ausgegangen werden, dass sich dieser Effekt nur geringfügig auf die erhobenen Daten auswirkt (Grabiner, Feuerbach, Lundin, & Davis, 1995; Wearing, Smeathers, & Urry, 2003; vgl. auch Kirtley, 2006, S. 89). Basierend auf den hier vorliegenden Daten, sowie Ergebnissen bestehender Studien kann daher nicht zur Gänze geklärt werden, ob Weg-Zeit-Parameter durch das Gehen mit MBT Schuhen direkt beeinflusst werden oder nicht. Die Vermutung liegt allerdings nahe, dass zumindest ein geringfügiger Einfluss besteht.

Eine grundlegende Komponente in der Bewegungs- bzw. Ganganalyse stellt das Quantifizieren der Bodenreaktionskräfte (BRK) in anterior-posterior, medio-lateraler und vertikaler Richtung dar. Der zeitliche Verlauf der einzelnen BRK kann einerseits direkt zur Beurteilung in Bezug auf etablierte Normwerte (Chao, Laughman, Schneider, & Stauffer, 1983; Kadaba et al., 1989b) durchgeführt werden, oder aber, direkt für inversdynamische Berechnungen anderer kinetischer Parameter genutzt werden. Die meisten Studien zum Thema MBT haben die Bodenreaktionskräfte nicht für sich als primäre Zielgröße betrachtet und dementsprechend nicht einzeln ausgewertet. Lediglich in der Arbeit von Boyer und Andriachii (2009) findet sich eine detaillierte Auswertung von BRK Parametern, allerdings nur für das Laufen. Sie konnten eine signifikante Reduktion des ersten medialen Maximums sowie der Abdruckkraft während der terminalen Standphase beim Tragen von MBT Schuhen feststellen. Nach dem initialen Bodenkontakt der Ferse (IC) wird in Gangrichtung (anterior-posterior Richtung) zunächst abgebremst, dies erzeugt ein erstes lokales Minimum, welches in dieser Arbeit als F5 definiert wurde. Das Tragen von MBT Schuhen scheint dieses lokale Minimum, d.h. die BRK beim Abbremsen um bis zu 13,9% zu erhöhen ($p < 0,01$, $r = 0,83$; vgl. Abbildung 44, Ant-Post BRK). Diese signifikante Erhöhung könnte eventuell auf die Materialeigenschaften des Fersenbereichs der MBT Schuhe zurückzuführen sein. Der Fersenbereich des MBT Schuhs, auch „Sensor“ genannt, wurde speziell elastisch und weich konstruiert, um beim Auftreten (IC) vor allem in medio-laterale Richtung Instabilität zu erzeugen. Durch den Fersenkontakt mit dem Boden wird das Fersenmaterial bei der

Gewichtsübernahme und dem Abbremsen stark komprimiert und zusammengedrückt. In Verbindung mit der ausgeprägten, runden Sohlenform (siehe Abbildung 1), könnte der natürliche Abrollmechanismus über das Fersenbein (heel rocker) verzögert werden und dadurch die erhöhten BRK bewirken.

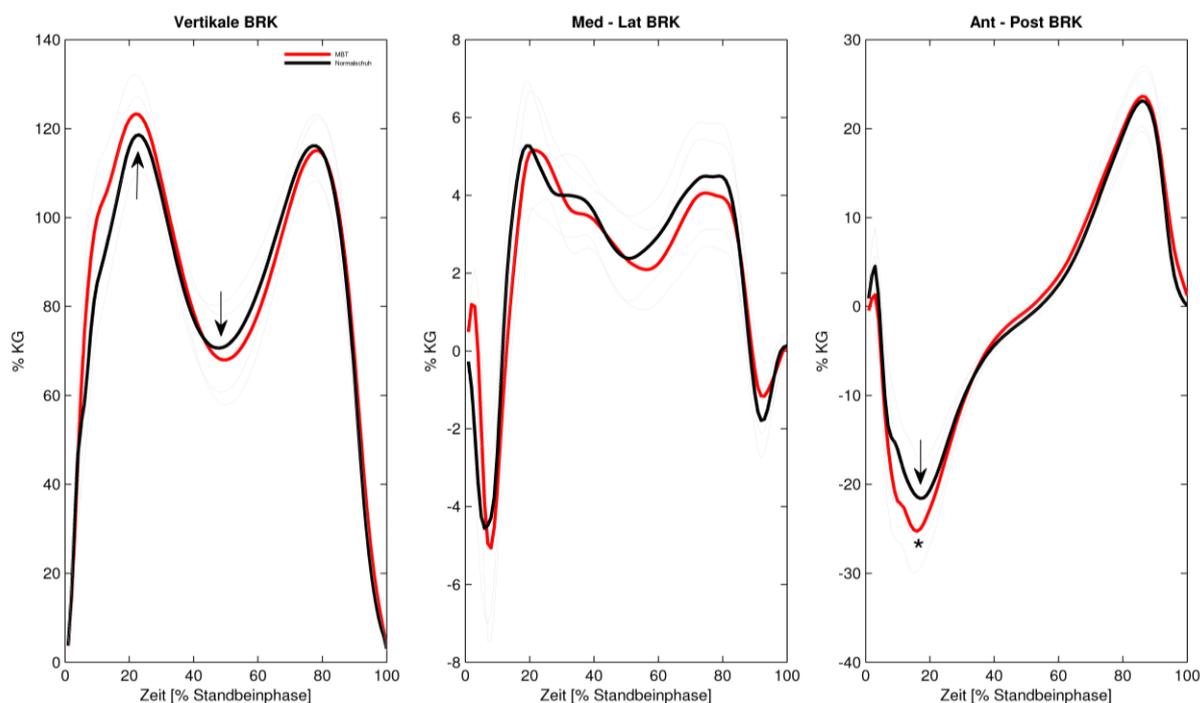


Abbildung 44 Vertikale, medio-laterale und anterior-posteriore BRK beim Gehen mit normalen und MBT Schuhen. Das erste lokale Minimum beim Abbremsen kurz nach dem IC ist beim Tragen von MBT Schuhen signifikant erhöht (*). Zudem zeigen sich in dem ersten lokalen Maximum und zweitem lokalen Minimum der vertikalen BRK Tendenzen zu signifikanten Unterschieden.

Zudem besteht die Möglichkeit, dass durch die spezielle runde Sohlenform eine erhöhte vertikale Körperschwerpunktauslenkung resultiert, welche eine vermehrte „Fallhöhe“ des Fersenbeins bedingen könnte. In der Regel beträgt diese „Fallhöhe“ bei gesunden Personen laut Götz-Neumann (2006, S. 44) 1cm. Die erhöhte vertikale BRK während der Gewichtsübernahme (F1) unterstützt diese Vermutung, auch wenn der Unterschied hier lediglich als Tendenz zur Signifikanz feststellbar war. Zudem scheint die vertikale BRK während der mittleren Standphase etwas reduziert zu sein. Ob diese Reduktion auf die Dämpfungseigenschaft der Schuhe oder auf andere Mechanismen in der Bewegungsausführung zurückzuführen sind, kann erst beim Betrachten der Kinematik diskutiert werden. Da allerdings die Knieflexion während der ersten Hälfte der Standbeinphase eine der wichtigsten Stossdämpfungsmechanismen beim Gehen darstellt (in der Regel bis zu 15°) besteht die Vermutung, dass das Tragen von MBT Schuhe in eine erhöhte Knieflexion und dadurch in eine vermehrte Stossdämpfung resultiert. Daten zur Kinematik bestätigen diese Vermutung. Dies wird erst in weiterer Folge genauer diskutiert.

Wie bereits in Kapitel 3.2.3 beschrieben, lässt sich der Körper in zwei Funktionseinheiten unterteilen (Götz-Neumann, 2006, S. 25), den Lokomotor (Becken und Beine) und den Passagier (Oberkörperhälfte und Becken). Aus Sicht der klinischen/therapeutischen Ganganalyse kann der Passagier als eigene Einheit angesehen werden, welcher vom Lokomotor transportiert wird. Aus diesem Grund haben sich die bisherigen Untersuchungen wahrscheinlich auch großteils nur auf den Bereich des Lokomotors beschränkt. Allerdings löst der Akt des Gehens in beiden Funktionseinheiten Bewegungen und Muskelaktivitäten aus. Bedenkt man zudem, dass der Passagier ca. 70% des gesamten Körpergewichts besitzt und dieses Gewicht ständig durch kontrollierte Bewegungen der unteren Extremitäten über der Unterstützungsfläche gehalten bzw. kontrolliert werden muss, spielt die Aus- und Aufrichtung des Oberkörpers doch eine wesentliche Rolle für eine ganzheitliche, biomechanische Betrachtungsweise. Hierzu finden sich allerdings in der bestehenden Evidenzlage zu instabilen Sohlenkonstruktionen nur wenige Untersuchungen, unter anderem die von New und Pearce (2007). Die AutorInnen konnten zwar einen signifikanten Einfluss auf Oberkörperflexion und Beckenkipfung in der Phase des initialen Fersenkontakts nachweisen, allerdings unterliegen die Ergebnisse gewissen Einschränkungen, da für die Erfassung der kinematischen Daten lediglich ein zweidimensionales Bewegungsanalysesystem eingesetzt wurde. In der hier vorliegenden Arbeit wurden insgesamt zwei Parameter für die Thoraxneigung in der Sagittalebene (TNG und TNL) und ein Parameter für die Beckenkipfung in der Sagittalebene (BK) erfasst. Da nur geringe Bewegungen in der Beckenkipfung und in der Thoraxneigung zu erwarten waren, wurden die Variablen TNG, TNL und BK über den gesamten Gangzyklus gemittelt. Keine der drei Parameter zeigte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Schuhsituationen. Allerdings konnte für die mittlere Beckenkipfung eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden (siehe Abbildung 45). Personen, welche mit MBT Schuhen gingen, zeigten im Mittel eine um 2,6% erhöhte anterior Beckenkipfung.

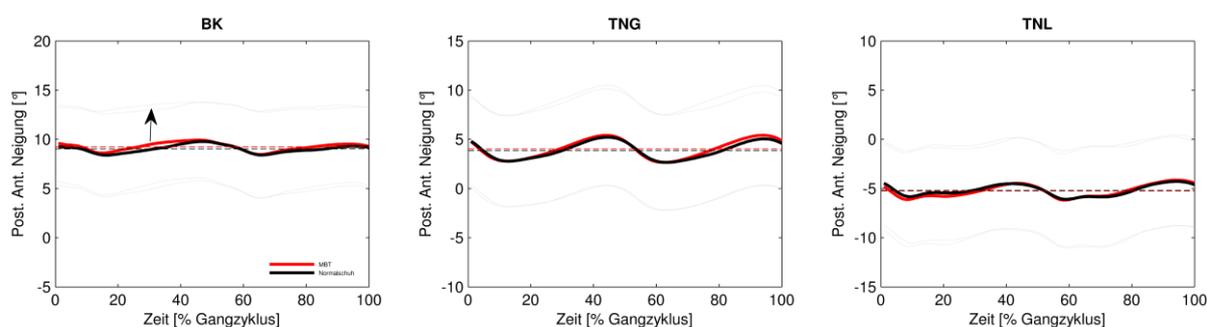


Abbildung 45 Mittlere Beckenkipfung, globale und lokale Thoraxneigung in Sagittalebene. Es konnte keine signifikante Veränderung jedoch eine tendenzielle Erhöhung der mittleren Beckenkipfung beim Gehen mit MBT Schuhen festgestellt werden.

Dies steht in Kontrast zu den Ergebnissen von New und Pearce (2007), welche genau das Gegenteil, nämlich eine Reduktion der anterior Beckenkipfung während IC und Toe-Off festgestellt haben. Romkes et al. (2006) konnten in ihrer Studie hingegen keine Veränderungen in der mittleren Beckenkipfung feststellen. Die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie sind in ihrer Ausprägung denen von Romkes et al. (2006) sehr ähnlich. Dies bestärkt zumindest die Annahme, dass hier kein grober Messfehler in der doch sehr geringen Ausprägung der Werte vorliegt. Da insgesamt drei unterschiedliche Ergebnisse vorliegen, kann die Frage ob MBT Schuhe einen Einfluss auf die Beckenkipfung haben, nicht geklärt werden. Dies bleibt ein Ansatzpunkt für zukünftige Studien. Gleiches gilt für die Oberkörperaufrichtung (TNG und TNL), hier konnten New und Pearce (2007) höchst signifikante Unterschiede feststellen, welche in dieser Arbeit nicht reproduzierbar waren. Dementsprechend verliert die Hypothese H4: *„Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern des Oberkörpers zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“* vorerst ihre Gültigkeit.

In kinematischen Parametern der Sagittalebene konnten insgesamt sechs signifikante Unterschiede für das Knie- und Sprunggelenk sowie weitere drei tendenzielle Unterschiede im Hüftgelenk festgestellt werden. So zeigten sich für die erste Hälfte der Standbeinphase eine signifikante Erhöhung der Kniegelenksflexion um bis zu 37,9% ($p < 0,05$, $r > 0,7$) beim Tragen der MBT Schuhe, sowie eine Reduktion der maximalen Knieflexion um 3,9% ($p = 0,05$, $r = 0,68$), begleitet von einer Reduktion des ROM, welche allerdings nur als Tendenz feststellbar war (-4,4%, $p > 0,05$) (Abbildung 46 MITTE Unten). Im Sprunggelenk konnte eine reduzierte Dorsalextension (-106,3%, $p = 0,001$, $r = 0,9$), sowie ein geringerer ROM (-19,8%, $p < 0,01$, $r = 0,8$) festgestellt werden (Abbildung 46 RECHTS Unten). Zudem fanden sich tendenzielle Unterschiede in einem etwas reduzierten ROM der Hüfte, sowie in einer geringfügig reduzierten maximalen und minimalen Hüftflexion (Abbildung 46 LINKS Unten).

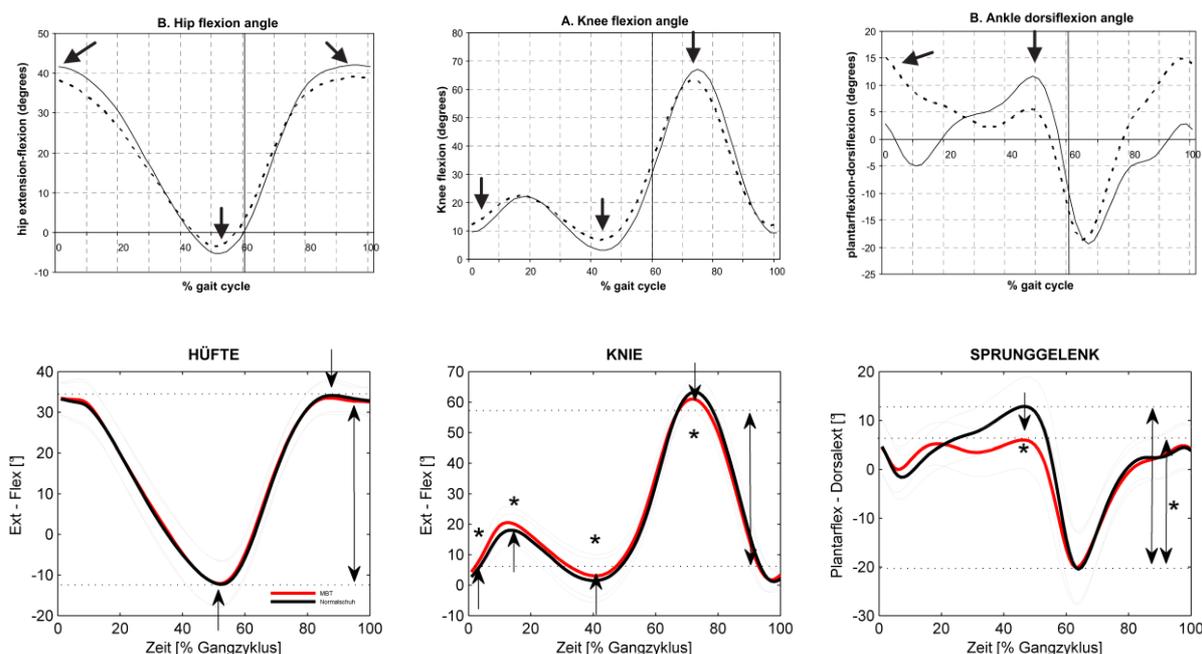


Abbildung 46 OBEN: Ergebnisse für die Kinematik von Hüft-, Knie-, und Sprunggelenk der Studie von Romkes et al. (2006). UNTEN: Ergebnisse für die Kinematik von Hüft-, Knie-, und Sprunggelenk dieser Studie. Es ist deutlich zu erkennen, dass die gefundenen signifikanten Unterschiede von Romkes et al. (2006) in dieser Studie großteils sowohl in Form als auch Ausprägung reproduzierbar waren.

Im Vergleich zu den hier vorliegenden Daten konnte Romkes et al. (2006) auch eine Reduktion des ROM und eine reduzierte maximale Flexion und Extension des Hüftgelenks feststellen (Abbildung 46 LINKS Oben). Des Weiteren zeigten sich in ihren Untersuchungen im Kniegelenk eine Reduktion des ROM (ähnlich zu den hier vorliegenden Daten) und der maximalen und minimalen Knieflexion. (Abbildung 46 MITTE Oben). Im Sprunggelenk konnte eine erhöhte Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standphase festgestellt werden sowie eine Reduktion in der zweiten Hälfte (Abbildung 46 RECHTS Oben). Daten der hier vorliegenden Studie unterstützen großteils die bisher publizierten Ergebnisse (Nigg, Hintzen, et al., 2006; Romkes et al., 2006). Daher scheinen die bis dato veröffentlichten Effekte für Hüft und Sprunggelenk reproduzierbar zu sein. Die Hypothese H1: „Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“ kann demnach als bestätigt angesehen werden. Die gefundenen Unterschiede lassen sich sehr gut auf die halbrunde Sohlengeometrie der MBT Schuhe zurückführen. Vor allem die reduzierte Sprunggelenks-Dorsalextension in der zweiten Hälfte der Standphase könnte direkte Ursache der Sohlengeometrie sein. In dieser Phase verhindert die dicke halbrunde Sohlenkonstruktion, dass der Fuß flach auf dem Boden aufgesetzt werden kann (Foot-Flat Phase), dies wiederum wird voraussichtlich durch eine erhöhte Kniegelenksflexion kompensiert (siehe dazu in Abbildung 46 UNTEN, auf ca. 40% des Gangzyklus Knie- und

Sprunggelenkskinematik). Diese erhöhte Knieflexion könnte auch ein Grund für die bereits oben erwähnte Reduktion in der vertikalen Bodenreaktionskraft während der mittleren Standphase (MSt) sein.

Neben den kinematischen Daten in der Sagittalebene wurden für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk auch kinetische Daten (Gelenkmomente) berechnet und ausgewertet. Auch hier konnten insgesamt drei statistisch belegbare Unterschiede festgestellt werden: eine Reduktion des ersten (-29,5%, $p = 0,001$, $r = 0,91$) und zweiten maximalen Extensionsmoments im Kniegelenk (-405,2%, $p < 0,001$, $r = 0,93$), sowie eine Reduktion des maximalen Plantarflexionsmoments im Sprunggelenk (-60,4%, $p = 0,001$, $r = 0,89$). Des Weiteren zeigte sich eine tendenzielle Reduktion im maximalen Dorsalextensionsmoment. Keine der bisherigen Publikationen (Buchecker et al., 2010; Nigg, Hintzen, et al., 2006), welche sich mit Gelenkmomenten beim Gehen mit und ohne MBT Schuhe beschäftigt haben, konnte bis dato signifikante Unterschiede in kinetischen Parametern der Sagittalebene feststellen. Lediglich geringfügige Unterschiede in dem Plantarflexions- und Dorsalextensionsmoment, welche nicht statistisch belegbar waren, konnten von Nigg et al. (2006) beim Gehen mit MBT Schuhen quantifiziert werden (siehe Abbildung 47 RECHTS Oben). Neben diesen beiden ganganalytischen Untersuchungen haben Boyer und Andriacchi (2009) Untersuchungen beim Laufen durchgeführt, wie bereits oben sowie in Kapitel 3.2.2 erwähnt. Sie konnten, ähnlich zu den hier gefundenen Ergebnissen, auch eine Reduktion der Plantarflexions- und Dorsalextensionsmomente des Sprunggelenks feststellen. Die von Nigg et al. (2006) festgestellte geringfügige Reduktion der Plantarflexions- und Dorsalextensionsmoment im Sprunggelenk konnten zumindest durch Ergebnisse dieser Arbeit bestätigt und auch als statistisch signifikant nachgewiesen werden. Es sei hier darauf hingewiesen, dass gerade bei kinetischen Parametern, aber auch bei allen anderen, prozentuelle Angaben über deren Veränderungen immer im Kontext zur maximalen Ausprägung der entsprechenden Variable betrachtet und interpretiert werden müssen.

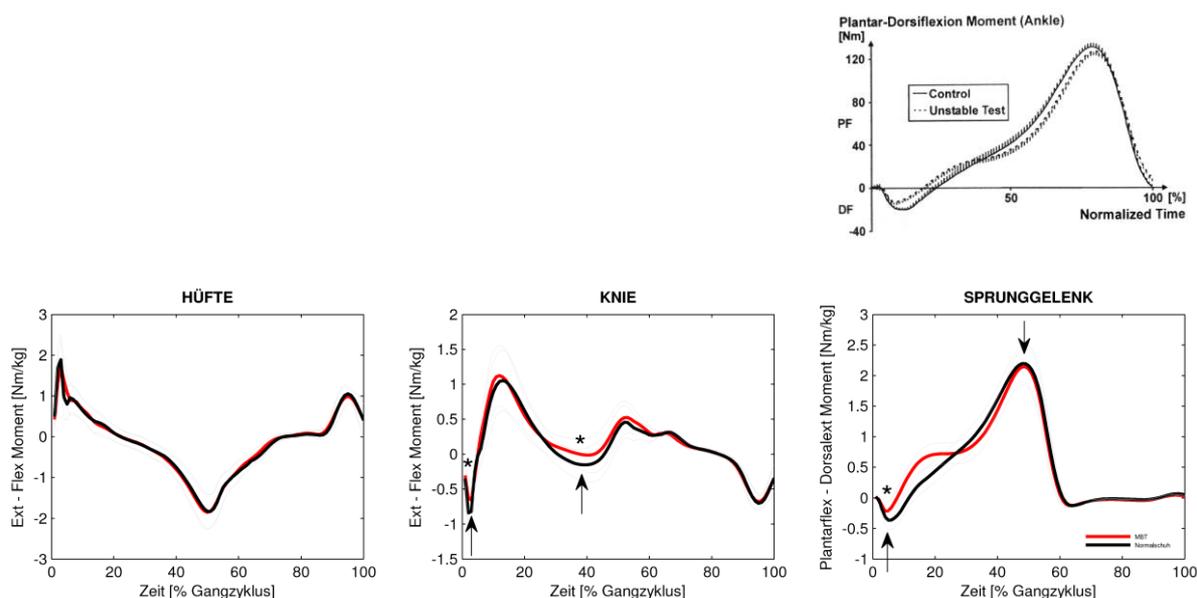


Abbildung 47 LINKS: Keine auffälligen Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen in der Hüfte. MITTE: Signifikante Reduktion des ersten und zweiten maximalen Extensionsmoments im Kniegelenk. RECHTS Oben: Plantarflexions-/Dorsalexensionsmoment des Sprunggelenks beim Gehen mit normalen ("Control") und MBT ("Unstable Test") Schuhen. Eine Erhöhung des Moments im ersten Viertel und eine folgende Reduktion sind sichtbar, aber nicht als signifikant nachweisbar (Nigg, Hintzen, et al., 2006). Daten wurden auf die Standphase zeitnormalisiert. RECHTS Unten: Daten aus der hier vorliegenden Studie sind den Ergebnissen von Nigg sehr ähnlich, und auch statistisch belegbar.

Demnach kann vage vermutet werden, dass durch das Tragen von MBT Schuhen Momente im Sprunggelenk leicht reduziert werden, zumindest für die Phase des initialen Bodenkontakts (IC) und der terminalen Standphase (TSt). Daher kann die Hypothese H2: „Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinetischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“ beibehalten werden. Zu beachten ist allerdings, dass die Parameterdefinitionen dieser Studie an die Empfehlungen von Benedetti et al. (1998) angelehnt sind. Diese sehen für die Momente des Sprunggelenks lediglich die beiden hier verwendeten Parameter (AM1 und AM2) vor. Diese beiden Parameter repräsentieren das maximale Plantarflexionsmoment (AM1) und das maximale Dorsalexensionsmoment (AM2), geben aber keinen Einblick in den gesamten Verlauf des Moments während der Standbeinphase. Betrachtet man nun den Verlauf des sagittalen Moments im Sprunggelenk, so ist vor allem das im ersten Teil der Standbeinphase konstant erhöhte Dorsalexensionsmoment auffällig (Abbildung 47, RECHTS unten: ca. bei 5% bis 30% des Gangzyklus). Diese Auffälligkeit zeigt sich, wenn auch etwas geringer in ihrer Ausprägung, auch bei den Ergebnissen von Nigg et al. (2006). Daher sollte hier auf keinen Fall voreilig der Schluss gezogen werden, dass durch das Tragen von MBT Schuhen Momente im Sprunggelenk ausschließlich reduziert werden. Der Anstieg des Dorsalexensionsmoments im ersten Drittel des Gangzyklus kann hier vermutlich auf die sogenannte Kippkante bzw. auf den Balancierbereich (Kapitel 1) des MBT Schuhs

zurückgeführt werden. Nach IC muss aufgrund dieses (halbrunden) Bereichs der Schuhsohle aktiv Plantarflexion ausgeübt werden, um die natürliche Abrollbewegung des Sprunggelenks beim Gehen aufrechterhalten zu können. Der erhöhte Widerstand durch die konkave Sohlenform führt hier wahrscheinlich zu dieser Veränderung der Drehmomentanforderung.

In den kinematischen Parametern der Frontalebene konnten für die Hüfte keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Im Kniegelenk zeigte sich allerdings eine Reduktion in der maximalen Adduktion (Varus; $-14,2\%$, $p < 0,05$, $r = 0,77$) sowie im ROM eine tendenzielle Reduktion ($-12,4\%$). Da das verwendete biomechanische Modell zur Berechnung der Inversdynamik (VICON, Plug-In-Gait) im Sprunggelenk lediglich für die sagittale Ebene modellentsprechend ist, wurden die Frontalebene wie bereits in Kapitel 5.6.2.4.2 beschrieben, nicht beurteilt. Abbildung 48 zeigt den Verlauf der Kinematik für das Hüft- und Kniegelenk in der Frontalebene.

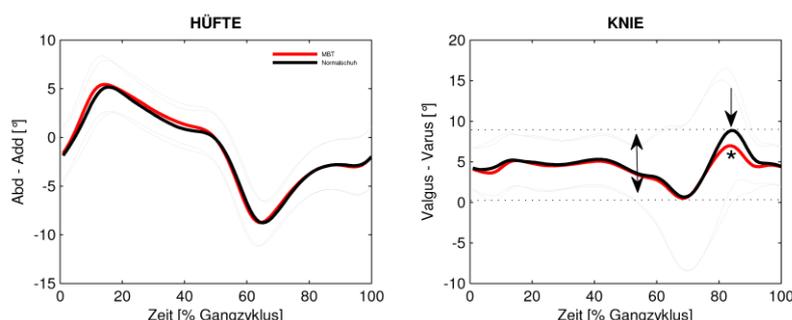


Abbildung 48 Daten für Abd/Adduktion bzw. Valgus/Varus für das Hüft und Kniegelenk in der Frontalebene. Das Tragen von MBT Schuhen scheint die maximale Adduktion (Varus) im Kniegelenk und dadurch auch tendenziell den ROM zu reduzieren.

Des Weiteren konnte in der Frontalebene für kinetische Parameter eine Reduktion des zweiten maximalen Knieadduktionsmoments ($-3,9\%$, $p < 0,01$, $r = 0,8$) beim Tragen von MBT Schuhen festgestellt werden. Wie bereits in Kapitel 3.2.2 beschrieben, sind vor allem Ergebnisse im Bereich der frontalen Gelenkmomente noch sehr heterogen in der publizierten Literatur beschrieben. So vermuten Nigg et al. (2006) beispielsweise, dass durch das Tragen von MBT Schuhen Gelenkmomente, im Speziellen des Kniegelenks, reduziert werden können. Begründet wird diese Vermutung durch tendenzielle, daher nicht statistisch belegte, Reduktionen der quantifizierten Momente in ihrer Studie. Im Gegensatz dazu, vermuten Romkes et al. (2006), basierend auf der erhöhten Knieflexion und einer verstärkten Aktivität der beiden Mn. vastii medialis und lateralis, gesteigerte Momente in den Gelenken. Mit Hinweis auf diese konträren Meinungen haben Buchecker et al. (2010) Gelenkbelastungen während des Gehens für übergewichtige Männer erfasst. Die

Ergebnisse zeigten, dass durch das Tragen von MBT Schuhen tatsächlich Knie-Adduktionsmomente signifikant reduziert werden können, zumindest in der untersuchten ProbandInnengruppe (Abbildung 49 RECHTS). Die hier vorliegende Arbeit konnte keine auffälligen Unterschiede in den Hüftgelenksmomenten, jedoch eine signifikante Reduktion des zweiten Knieadduktionsmoments beim Tragen von MBT Schuhen feststellen. Buchecker et al. (2010) konnten hingegen nur eine Reduktion des ersten Adduktionsmoments feststellen. Obwohl beide Ergebnisse nicht ganz ident sind, sprechen sie allerdings zumindest dafür, dass eine instabile Sohlenkonstruktion, wie der MBT Schuh, Adduktionsmomente im Kniegelenk während der Standbeinphase (ca. 0 bis 60% Gangzyklus) positiv beeinflussen kann. Die gefundenen tendenziellen Reduktionen in den Kniegelenksmomenten und die darauf basierenden Vermutungen von Nigg et al. (2006) unterstützen dies zusätzlich. Diese Ergebnisse bestärken die Entscheidung, dass die bereits oben verworfene Hypothese H2 zu Recht beibehalten wurde.

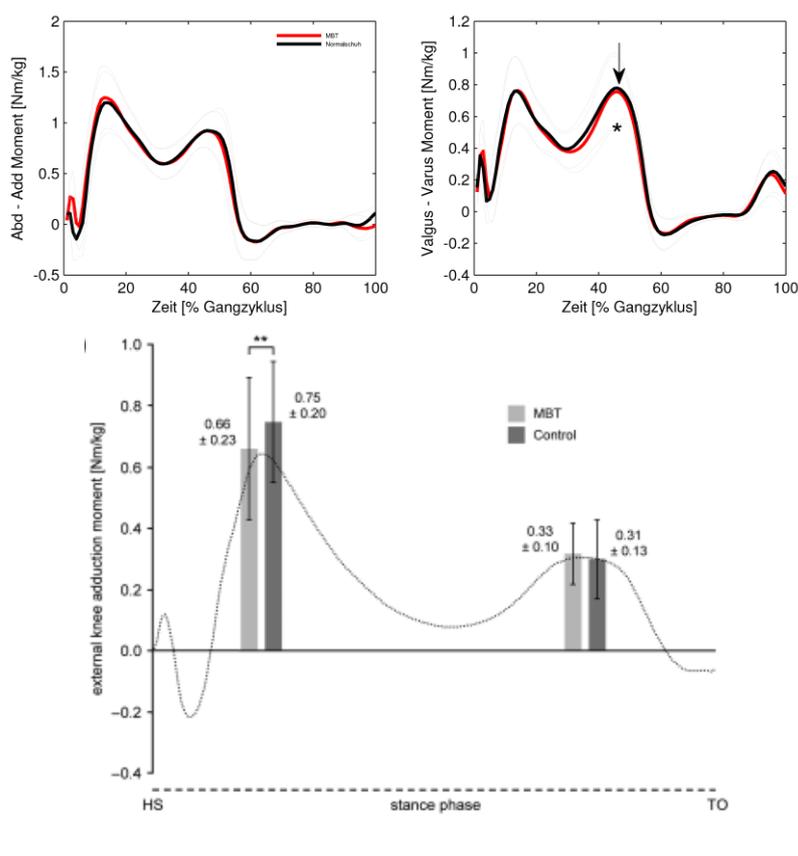


Abbildung 49 OBEN LINKS: Abb./Adduktionsmomente für das Hüftgelenk. UNTEN: Buchecker et al. (2010) konnten eine Reduktion der Gelenksmomente feststellen, allerdings nur für das erste maximale Adduktionsmoment. OBEN RECHTS: In der Frontalebene konnte in dieser Studie eine Reduktion des zweiten maximalen Knieadduktionsmoments beim Tragen von MBT Schuhen festgestellt werden (MITTE). Diese Ergebnisse unterstützen daher teilweise die Vermutung von Nigg, et al. (2006) und Buchecker et al. (2010), dass das Tragen von MBT Schuhen Gelenksmomente reduzieren kann.

Aufgrund der Tatsache, dass das erste Adduktionsmoment (das erste lokale Maximum) in der Regel annähernd zeitgleich mit dem Maximum des Knieflexionsmoments auftritt und normalerweise eine gleich hohe oder sogar eine höhere Ausprägung als das zweite Adduktionsmoment (das zweite lokale Maximum) aufweist, wird von vielen AutorInnen (Mündermann, Asay, Mündermann, & Andriacchi, 2008; Schipplein & Andriacchi, 1991) das erste Adduktionsmoment als das ausschlaggebende zur Beurteilung der Gelenksbelastung in der Frontalebene herangezogen. Die von Buchecker et al. (2010) gefundene und durch diese Studie teilweise reproduzierte Reduktion der Adduktionsmomente könnten laut Buchecker et al. (2010) vor allem vorteilhaft bei Gonarthrose-PatientInnen und auch bei der Prävention von Gonarthrose sein. Diese wird laut Reichel und Ploke (2003, S. 513) als eine degenerative Veränderung am Gelenkknorpel des Kniegelenks definiert und ist häufig die Folge struktureller Fehlstellungen. Es kann sowohl das gesamte Gelenk (Pangonarthrose) sowie nur der mediale Anteil (Genu varum) oder der laterale Anteil (Genu varus) betroffen sein. Oftmals werden Keilschuhe oder Orthesen aus der Othopädietechnik als konservative Maßnahmen in Prävention und Rehabilitation eingesetzt. Des Weiteren werden auch Gangschulungen durchgeführt, welche eine Optimierung der Bewegungsabfolge zum Ziel haben, um dadurch indirekt Gelenksbelastungen beim Gehen zu reduzieren. All diese Ansätze setzen in der Regel allerdings TherapeutInnen voraus, welche die Orthesen und Keilschuhe regelmäßig an die PatientInnen anpassen, beziehungsweise die entsprechenden Gangschulungen durchführen. Sollte nun tatsächlich die Möglichkeit bestehen, durch das Tragen von instabilen Sohlenkonstruktionen frontale Gelenkmomente positiv zu beeinflussen, wäre dies eventuell eine sinnvolle Maßnahme, sowohl in der Prävention von Gonarthrose als auch in der Rehabilitation im Sinne der Wiederherstellung und Erhaltung von Funktion und Strukturen. Dies wäre eine kostengünstige und leicht realisierbare Maßnahme, welche aller Voraussicht nach zudem noch eine hohe PatientInnencompliance aufweisen könnte. Allerdings ist zu beachten, dass GonarthrosepatientInnen in der Regel, wie bereits eingangs erwähnt, Beinachsenfehlstellungen (Varus/Valgus) und strukturelle Schäden im Kniegelenk aufweisen. Die Ergebnisse dieser Studie sind in ihrer Generalisierbarkeit daher stark eingeschränkt, da hier lediglich gesunde Personen ohne Beinachsenfehlstellungen, Übergewicht oder Schäden an biologischen Strukturen im Kniegelenk etc., teilgenommen haben. Die Daten von Buchecker et al. (2010) hingegen erlauben zumindest eine etwas bessere Generalisierbarkeit aufgrund der Tatsache, dass sie ihre Studie an zumindest übergewichtigen Personen mit einem BMI von mindestens 25 kg/m^2 durchgeführt haben. Allerdings waren auch diese Personen frei von Schmerzen und ohne medizinische Indikation einer Gonarthrose. Die gewonnenen Erkenntnisse aus den hier vorliegenden Daten in Verbindung mit Ergebnissen anderer Studien lassen aber die Frage aufkommen, ob

PatientInnen mit einer diagnostizierten Gonarthrose eventuell von solchen Schuhkonzepten profitieren könnten. Zukünftige Studien sollten einerseits der Frage nachgehen, ob zumindest in der Prävention von Gonarthrose bei Personen mit erhöhtem Risiko (z.B.: Übergewicht), der Einsatz solcher Schuhkonzepte sinnvoll wäre. Erste Ergebnisse liegen hier von Buchecker et al. (2010) bereits vor. Diese gilt es in weiterer Folge zu reproduzieren. Des Weiteren sollte auch der Frage nachgegangen werden, ob instabile Schuhkonzepte möglicherweise auch bei GonarthrosepatientInnen, zumindest bei Stadium I oder II, sinnvoll zum Einsatz kommen könnten. Stadium I PatientInnen weisen laut Reichel und Ploke (2003, S. 513) nach längeren Ruhepausen Startschmerzen auf; zudem verstärkt auch langes Sitzen mit Knieflexion die Schmerzen. Des Weiteren treten untertags nach längeren Belastungen Schmerzen auf. Basierend darauf, wäre ein konservativer Ansatz, welcher Gelenkmomente reduzieren könnte, als vorteilhaft zu erachten. Nigg et al. (2006) haben beispielsweise in einer Studie an insgesamt 123 ArthrosepatientInnen untersucht, inwiefern das Tragen von MBT Schuhen im Vergleich zu einem herkömmlichen, aber qualitativ hochwertigem Schuh, das Schmerzverhalten beeinflussen kann. Sie konnten zumindest für beide Gruppen eine signifikante Reduktion der Schmerzen feststellen. Auch diese Tatsache unterstützt die Vermutung, dass der MBT Schuh für GonarthrosepatientInnen möglicherweise sinnvoll einsetzbar wäre. Allerdings muss hier nochmals erwähnt werden, dass bis jetzt noch keine Erkenntnisse darüber vorliegen, wie sich instabile Sohlenkonstruktionen bei Beinachsenfehlstellung und anderen degenerativen Veränderungen in biologischen Strukturen (wie sie GonarthrosepatientInnen meist aufweisen), auf die Kinetik auswirken. Dies muss in weiteren Studien abgeklärt werden.

Bei der Analyse der mittleren Muskelaktivitäten konnte vor allem in der späten Standbeinphase (TSt und PSw) sowie während der LR Phase signifikante Unterschiede für den M. vastus medialis (VM), M. tibialis anterior (TA,), M. gastrocnemius medialis (GMM) und M. peroneus longus (PL) ermittelt werden. So zeigten sowohl der VM (31,9%, $p < 0,05$, $r = 0,82$) als auch der TA (39,4%, $p < 0,05$, $r = 0,68$) während der PSw Phase erhöhte mittlere Aktivität beim Gehen mit MBT Schuhen. Die Hypothese H3: *„Es gibt einen signifikanten Unterschied in den Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten zwischen dem MBT Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen“* kann dementsprechend als wahr angesehen werden. Auch Romkes et al. (2006) konnten eine signifikante Erhöhung für das Gehen mit MBT Schuhen in der terminalen Schwungphase und während der ersten Hälfte der Standbeinphase für den M. gastrocnemius sowie für den VM und VL während der Mitte der Standbeinphase zeigen. Die Ergebnisse hierzu scheinen daher in Form und Ausprägung reproduzierbar. Diese erhöhten Muskelaktivitäten können voraussichtlich auf

die erhöhte Instabilität während der Mitte bis zum Ende der Standbeinphase zurückgeführt werden. In dieser Phase wird das gesamte Körpergewicht durch das Standbein getragen und insbesondere sind die vordere und hintere Oberschenkelmuskulatur (VM und BF), also Agonist-Antagonist, sowie teils der M. gastrocnemius für die Aufrechterhaltung der Stabilität im Kniegelenk mitverantwortlich. Ergebnisse von Buchecker et al. (2010) zu Koaktivierungsindizes bestätigen dies größtenteils. Sie konnten zumindest für die Kokontraktion des VL und GMM eine erhöhte Aktivität während der mittleren Standphase feststellen. Die vor allem in medio-lateraler Richtung wirkende Instabilität ist möglicherweise dafür verantwortlich, dass nur für den VM eine signifikante Erhöhung der Muskelaktivität zu verzeichnen war. Romkes et al. (2006) konnten hingegen für beide Anteile des M. Quadriceps (VM und VL) signifikante Erhöhungen feststellen. Betrachtet man den Verlauf der Aktivität des VL, so ist zumindest auch in den hier vorliegenden Daten eine Erhöhung der mittleren Aktivität während der Mitte der Standbeinphase (MSt bisPSw) feststellbar (Abbildung 50). Daher scheinen die Ergebnisse zur erhöhten Aktivität von VM und VL als reliabel.

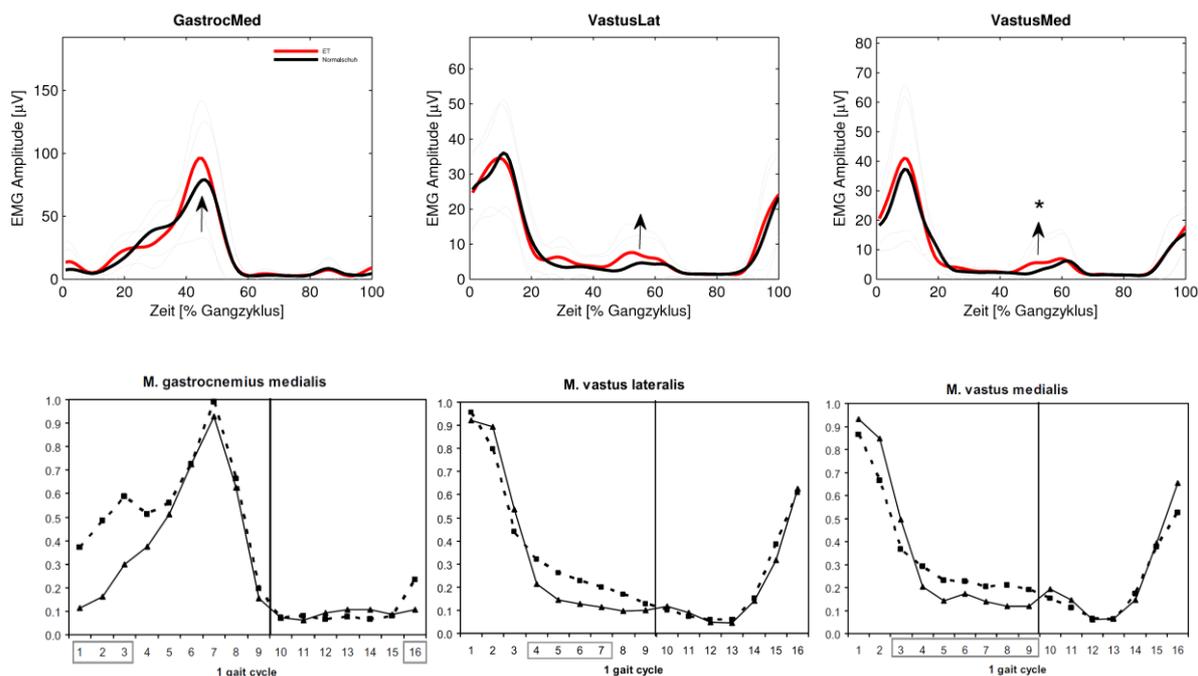


Abbildung 50 OBEN: Vergleich der Muskelaktivitäten für den M. gastrocnemius medialis (GMM), M. vastus (VL) lateralis und medialis (VM). Daten dieser Studie konnten für den VM eine signifikante Erhöhung der mittleren Aktivität feststellen. Eine ähnliche, aber nicht als signifikant nachweisbare Erhöhung zeigt auch der VL während der Standbeinphase. Die gefundenen Ergebnisse sind denen von Romkes et al. (2006) in Form und Ausprägung sehr ähnlich (UNTEN). Die gestrichelte Linie zeigt mittlere Muskelaktivitäten beim Tragen von MBT Schuhen, die durchgezogene Linie mittlere Muskelaktivitäten beim Tragen normaler Schuhe.

Das Interesse an instabilen Schuhkonzepten nahm, wie bereits in der Einleitung ausgeführt, in den letzten Jahren aufgrund der Annahme, dass Instabilitäten beim Gehen bzw. Stehen

die Muskulatur und biologische Strukturen zusätzlich stimuliert und nachhaltig kräftigt, stark zu. Durch diese Instabilität sollen sich positive Effekte für therapeutische Anwendungen sowie eine Reduzierung von muskuloskeletalen Verletzungen ergeben (Nigg, Hintzen, et al., 2006). Allerdings konnte bereits gezeigt werden (Romkes et al., 2006), dass neben der Steigerung von mittleren Muskelaktivitäten wie des VM und VL das Tragen von MBT Schuhen speziell beim M. tibialis anterior in den ersten 12% des Gangzyklus auch zu einer Reduktion der Aktivität führen kann (Romkes et al., 2006). Abbildung 50 (MITTE) zeigt die Daten, welche von Romkes et al. (2006) publiziert wurden. Es ist eine deutliche Reduktion während der IC and LR Phase erkennbar. Diese Reduktion konnte in den Ergebnissen dieser Arbeit auch als signifikant nachgewiesen werden (-54,3%, $p < 0,05$, $r = 0,75$) (Abbildung 50 LINKS). Zudem zeigte sich für den PL eine tendenzielle Reduktion des PL während der PSw Phase kurz vor dem Toe-Off.

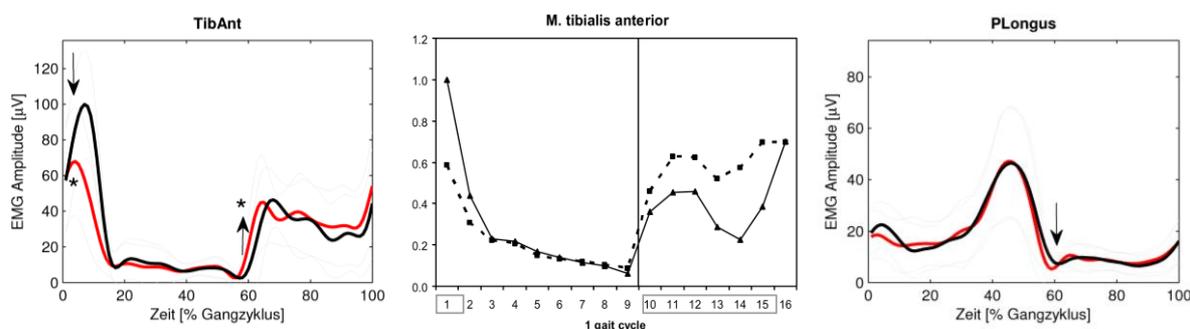


Abbildung 51 LINKS: Vergleich der Muskelaktivitäten für den TA beim Gehen mit normalen (schwarz) und MBT Schuhen (rot). Es ist eine deutliche Reduktion der Aktivität während der IC und LR Phase sichtbar. Im Gegensatz dazu zeigte sich eine signifikante Erhöhung während der PSw Phase. MITTE: Daten von Romkes et al. (2006) zeigen sehr ähnliche Ergebnisse für IC/LR und PSw. Die gestrichelte Linie zeigt die Aktivität der MBT Gruppe RECHTS: Ergebnisse für den PL, eine tendenzielle Reduktion während PSw konnte hier festgestellt werden.

Eine so deutliche Reduktion des TA während der IC und LR muss durchaus sehr kritisch betrachtet werden. Entscheidende Ereignisse in der LR Phase sind einerseits die kontrollierte Kniegelenksflexion als Stoßdämpfungsmechanismus (siehe weiter oben) sowie die Funktion des Heel rockers (Götz-Neumann, 2006, S. 45). Dabei wird der Schwung, welcher durch das nach vorne fallende Körpergewicht und der Übernahme dieses Gewichts durch das Standbein erzeugt wird, durch die Funktion des „heel rockers“ erhalten. Der Kraftangriffspunkt der BRK, liegt während dieser Phase hinter dem Sprunggelenk und löst dadurch ein externes Plantarflexionsmoment aus (siehe Verlauf Drehmoment im Sprunggelenk Abbildung 47). Der Drehpunkt dieses Mechanismus ist der Berührungspunkt zwischen Boden und Ferse (Kalkaneus). Währenddessen muss die prätibiale Muskulatur (TA) das „Herunterfallen“ des Fußes durch exzentrische Muskelarbeit bremsen. Die dadurch entstehende Muskelspannung zieht zugleich die Tiba nach vorne und beugt das Kniegelenk um bis zu 15°. Durch das Tragen von MBT Schuhen ist dieser Mechanismus anscheinend

reduziert, zumindest die normalerweise notwendige exzentrische Arbeit des TA wird in diesem Fall durch die halbrunde und sehr weiche Sohlenform teilweise kompensiert und verringert dadurch die exzentrische Muskelarbeit. Regelmäßiges und langes Tragen dieser Schuhe könnte somit eventuell auch zu einer Abschwächung der prätibialen Muskulatur und in weiterer Folge, als Beispiel, zur Ausbildung einer Vorfußheberschwäche führen. Im Gegensatz dazu könnte diese Reduktion in der Therapie auch gezielt bei PatientInnen zur Entlastung der prätibialen Muskulatur eingesetzt werden. Vor allem in der konservativen Behandlung von PatientInnen mit beispielsweise einem nicht traumatologisch bedingten Tibialis-anterior-Syndrom, im Sinne einer chronischen Reizung der prätibialen Region, wäre der Einsatz dieser Schuhe eventuell als sinnvoll zu erachten. Als Auslöser des Tibialis-anterior-Syndroms kommen traumatische Ursachen, wie eine Unterschenkelfraktur, oder auch außergewöhnlich hohe Beanspruchung der Muskeln durch starke sportliche Belastungen, längere Märsche oder durch intensive Fußballspiele in Frage (Delank & Gehlen, 2006, S. 113). Das klinische Bild des Tibialis-anterior-Syndroms wird laut Delank und Gehlen (2006, S. 113) durch sehr schmerzhafte Schwellungen und Rötungen der prätibialen Region geprägt. Eine konstante Reduktion in der Beanspruchung der prätibialen Region könnte in der Therapie und Rehabilitation durchaus sinnvoll sein.

7.2 Interpretation und Diskussion – Testsituation ET

Neben der Quantifizierung biomechanischer Effekte beim Tragen von MBT Schuhen und der Überprüfung bestehender Erkenntnisse im Sinne der Reproduzierbarkeit, war ein zweites Ziel dieser Arbeit, Effekte des relativ neuen instabilen Schuhkonzepts Reebok Easy Tone zu quantifizieren. Hierbei wurden idente Methoden wie in der Testsituation mit dem MBT Schuh gewählt. Einer der Hauptgründe zur Aufnahme der Reebok Easy Tone Schuhe war die bis dato noch gänzlich fehlende bzw. noch nicht publizierte Evidenz zu deren Wirkungsweise. Folgende Ergebnisse geben demnach einen ersten Einblick bezüglich der Wirkungsweise der ET Schuhe.

Als posturale Kontrolle wird die Fähigkeit des Körpers verstanden, eine aufrechte Körperposition unter dem Einfluss der Schwerkraft beizubehalten. Neben zentralnervaler Komponenten, beruht die posturale Kontrolle auch auf der Integrität des muskuloskelettalen Systems, insbesondere der Gelenkstabilität und der Muskelaktivität (Davids, Kingsbury, George, O'Connell, & Stock, 1999). Um den Einfluss instabiler Sohlenkonstruktionen auf die Anforderung der posturalen Kontrolle zu quantifizieren, wurden insgesamt, wie bereits beschrieben, sechs COP Parameter definiert und ausgewertet. Im Stehen mit den ET Schuhen konnten für keinen der Parameter signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Aufgrund der Konstruktion der ET Schuhe könnte man vermuten, dass falls überhaupt, Unterschiede, eher in medio-lateraler Richtung feststellbar wären. Die hier vorliegenden Ergebnisse zeigen allerdings gerade für die medio-laterale Richtung nur eine geringfügige Erhöhung um bis zu 4,4%, hingegen um zumindest 14,2% erhöhte Werte in der anterior-posterior Richtung. Dennoch, aufgrund der nicht signifikanten Ergebnisse muss die Hypothese H10 „*Es gibt einen signifikanten Unterschied in der anterior-posterior und medio-lateralen COP Schwankung zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Stehen.*“ abgelehnt werden und es kann zumindest vorerst davon ausgegangen werden, dass durch das Tragen von ET Schuhen im Stehen alleine, keine erhöhte Anforderung an die posturale Kontrolle resultiert. Wie sich die Parameter unter erschwerten Bedingungen, z.B. direkt bei einem sensomotorischen Training, verhalten, kann hier nicht abgeschätzt werden. Die Vermutung liegt aber nahe, dass spätestens bei einer erhöhten Anforderung an Mechanismen der Gleichgewichtskontrolle, wie es bei einem sensomotorischen Training der Fall ist, die bis zu 14,2% erhöhte Instabilität einen größeren Einfluss haben kann. Abbildung 52 zeigt einen exemplarischen Datensatz der COP Schwankung (OBEN) für den bipedalen Stand mit normalen und ET Schuhen, außerdem wird in Form von Boxplotgraphiken ein genauer Überblick der einzelnen Parameter im Vergleich gegeben (UNTEN).

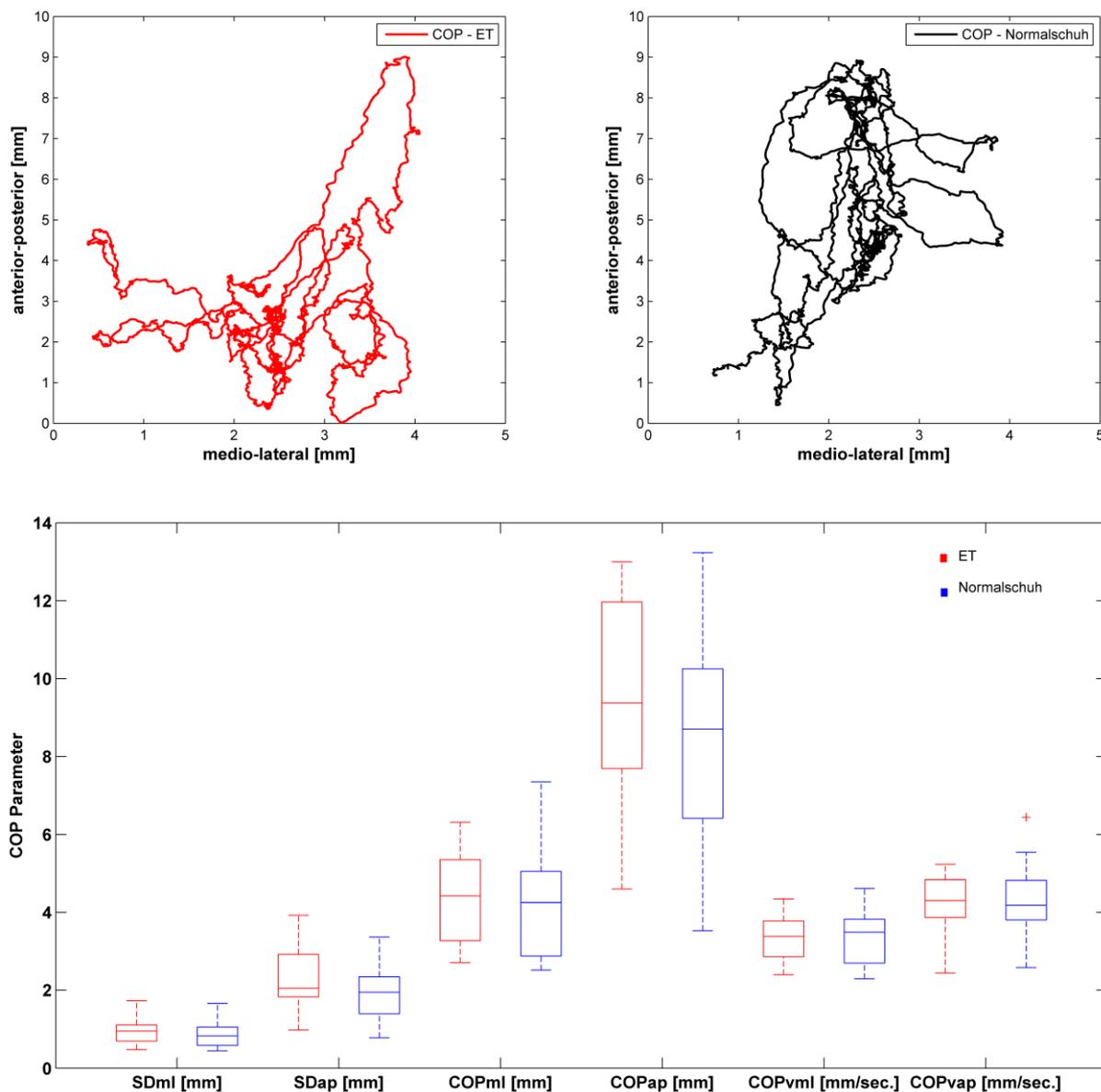


Abbildung 52 OBEN: Exemplarisches Beispiel der COP-Schwankung in medio-lateraler und anterior-posterior Richtung im Stehen für ET und normale Schuhe. UNTEN: Überblick der einzelnen COP Parameter in Form von Boxplots. Keiner der Parameter zeigte signifikante Unterschiede im bipedalen Stand.

Ähnlich zu den Ergebnissen der MBT Testsituation konnten jedoch für Weg-Zeit-Parameter beim Gehen mit ET Schuhen geringe und teilweise signifikante Unterschiede festgestellt werden. Beim Gehen mit ET Schuhen war die mittlere Gehgeschwindigkeit um 3,2% erhöht ($p = 0,021$, $r = 0,75$), zusätzlich zeigte sich eine Erhöhung der Gangzykluslänge (3,1%, $p = 0,009$, $r = 0,81$), sowie eine Reduktion in der Schrittdauer um 1,1% ($p = 0,028$, $r = 0,81$). Abbildung 53 gibt einen Überblick. Aufgrund der gewonnenen Erfahrung bei der Testsituation MBT wurde im Studienprotokoll der Reebokgruppe darauf geachtet, dass die

erste Hälfte der TN die Untersuchungen mit normalen Schuhen begonnen haben und am Ende die ET Schuhe getragen haben. Bei der zweiten Hälfte der TN erfolgte die Reihenfolge in Bezug auf das Tragen der Schuhe in umgekehrter Richtung. Daher sollten in diesem Fall Prozesse, wie sich sukzessive an die Laborsituation zu gewöhnen, keinen großen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Diese Problematik wurde ja bereits in der Diskussion zu den MBT Schuhen angesprochen und diskutiert. Auch wenn die Unterschiede hier nur sehr gering ausfallen, scheint das Tragen von ET Schuhen zumindest einen gewissen Einfluss auf die Weg-Zeit-Parameter zu haben.

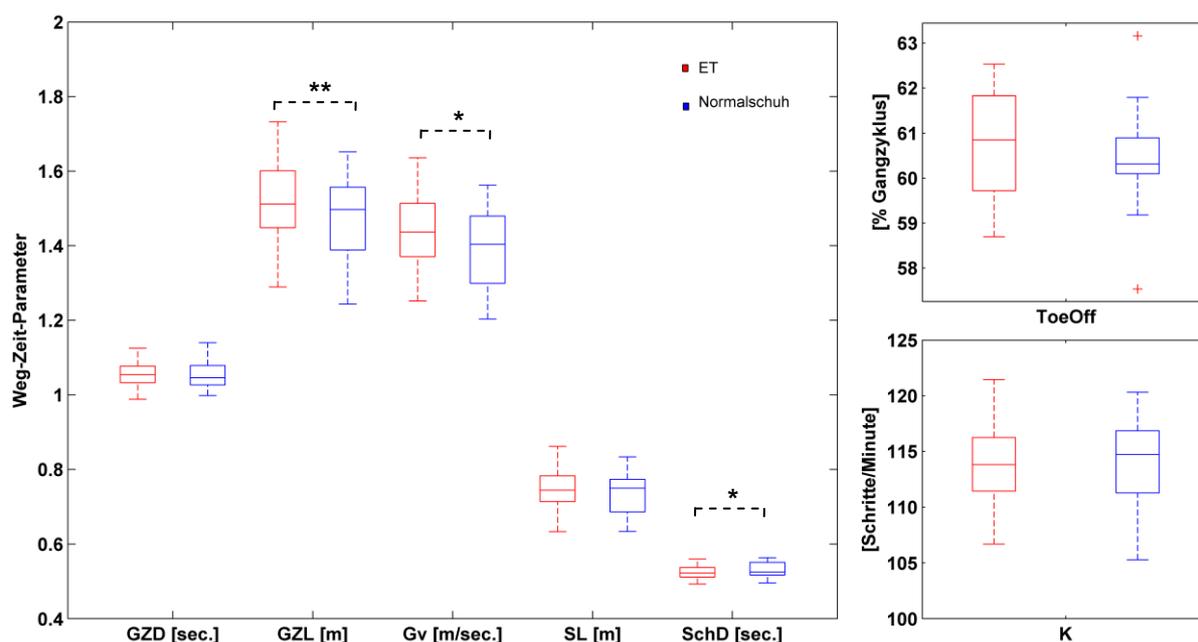


Abbildung 53 Vergleich aller Weg-Zeit-Parameter zwischen den normalen (blau) und ET Schuhen (rot). Gangzyklusdauer (GZD), Gangzykluslänge (GZL), Gehgeschwindigkeit (Gv), Schrittlänge (SL), Schrittdauer (SchD), Zeitpunkt ToeOff (ToeOff) und die Kadenz (K). * $p \leq 0,05$, ** $p \leq 0,01$.

Des Weiteren zeigten sich auch in den BRK teilweise ähnliche Ergebnisse zu der Testsituation MBT. So konnte für die erste Kraftspitze der vertikalen BRK nach IC eine signifikante Erhöhung um 3,9% festgestellt werden ($p = 0,006$, $r = 0,83$), gefolgt von einer Reduktion des lokalen Minimums während der mittleren Standphase (-3,4%, $p = 0,031$, $r = 0,72$). Beim Bodenkontakt der Ferse entsteht neben der vertikalen BRK in der Regel auch eine kleine, nach medial gerichtete Kraft (F7), die durch das Abbremsen der Aussenkreiselung des Schwungbeines zustande kommt, gefolgt von weiteren lateralen Scherkräften. Hier konnte für das Gehen mit ET Schuhen eine signifikante Reduktion um bis zu 49,4% festgestellt werden ($p = 0,05$, $r = 0,68$). Auch wenn 49,4% Reduktion der medio-lateralen BRK auf den ersten Blick sehr viel erscheinen, muss, wie bereits in der Diskussion zu den MBT Parametern, erwähnt werden, dass die relative Differenz immer im Kontext der maximal möglichen Ausprägung der jeweiligen Einheit des Parameters gesehen werden

muss. Da die Scherkräfte in der Regel um den Faktor vier kleiner sind, als die bereits ohnehin relativ geringen BRK in Gangrichtung, muss auch diese Veränderung relativ betrachtet werden. Abbildung 54 gibt einen Überblick.

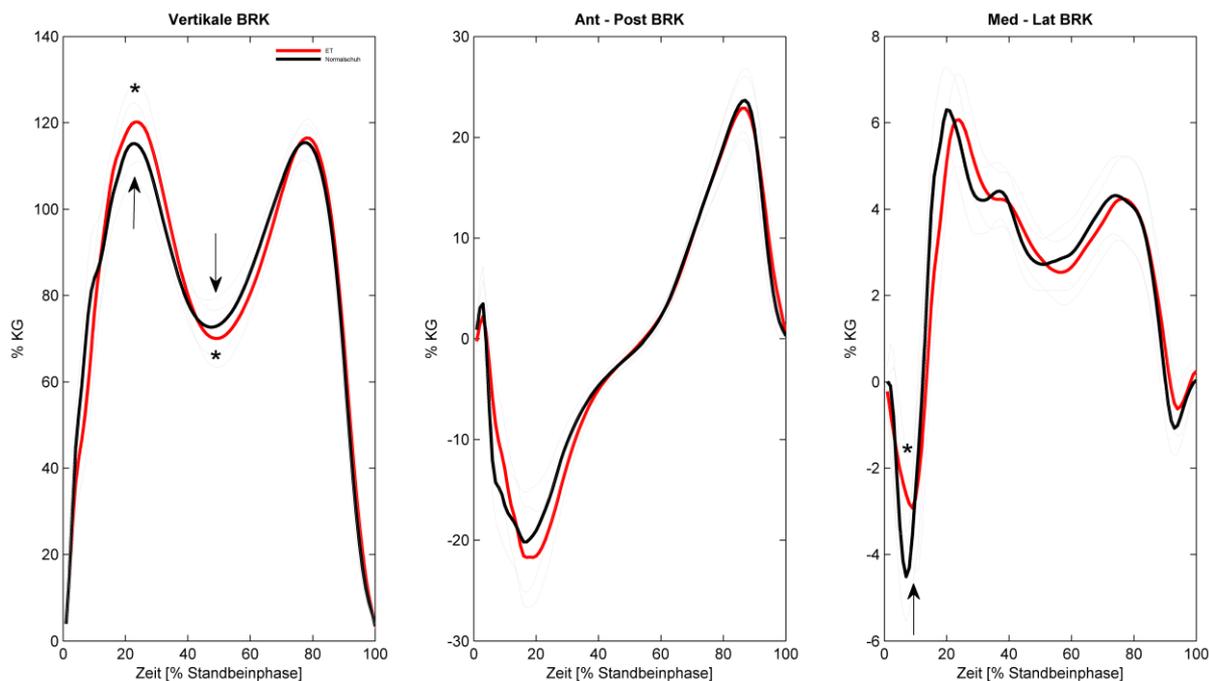


Abbildung 54 Vertikale, medio-laterale und anterior-posterior BRK beim Gehen mit normalen und ET Schuhen. Das erste lokale Maximum der vertikalen BRK ist beim Tragen von ET Schuhen signifikant erhöht. Während der mittleren Standphase kommt es zu einer signifikanten Reduktion der vertikalen BRK. Zudem zeigte sich in dem ersten medialen Maximum der med-lat BRK eine signifikante Reduktion.

In der Kinematik des Oberkörpers konnten keine signifikanten Auffälligkeiten festgestellt werden. Daher wird die Hypothese H9 „Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern des Oberkörpers zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“ verworfen. Jedoch zeigten sich für die Sagittalebene in Hüft- und Kniegelenk geringe und im Sprunggelenk relativ prägnante signifikante Unterschiede (siehe Abbildung 55).

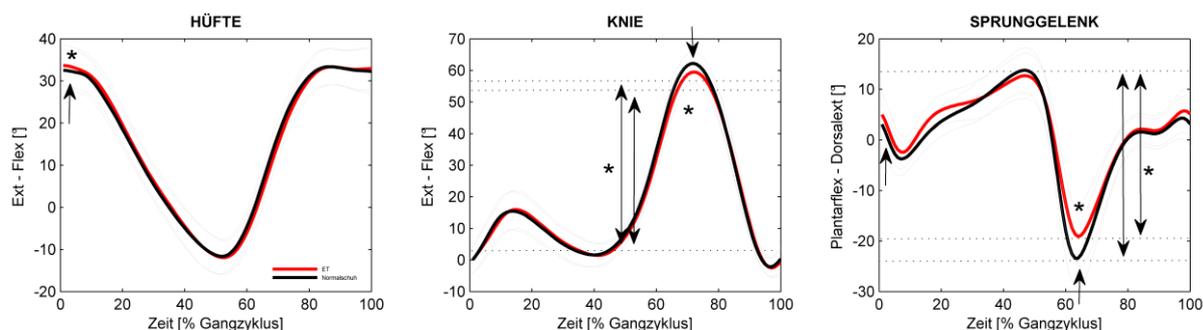


Abbildung 55 Ergebnisse für die Kinematik von Hüft-, Knie-, und Sprunggelenk beim Gehen mit normalen und ET Schuhen.

Beim Gehen mit ET Schuhen zeigten die TN während der IC Phase eine signifikante Erhöhung der Hüftflexion (3,3%, $p = 0,031$, $r = 0,72$) sowie eine Reduktion der maximalen Kniegelenksflexion (-4,5%, $p = 0,009$, $r = 0,8$) begleitet von einer Reduktion des ROM (-4%, $p = 0,027$, $r = 0,73$). Im Sprunggelenk zeigte sich eine signifikante Reduktion der maximalen Plantarflexion (-21,6%, $p = 0,016$, $r = 0,77$) begleitet von einer Reduktion des ROM um 16% ($p = 0,009$, $r = 0,8$). Die Hypothese H6 „Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinematischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“ kann demnach beibehalten werden und es kann davon ausgegangen werden, dass das Tragen von ET Schuhen eine Veränderung in der Kinematik beim Gehen bewirkt.

In kinetischen Parametern konnte eine signifikante Erhöhung des maximalen Hüftextensionsmoments (3,6%, $p = 0,013$, $r = 0,78$) sowie des maximalen Plantarflexionsmoments im Sprunggelenk (13,1%, $p = 0,036$, $r = 0,71$) festgestellt werden (Abbildung 56). Zudem zeigte sich eine tendenzielle Reduktion des zweiten Knieextensionsmoments (-91,6%, $p = 0,065$). Allerdings muss hier wieder darauf hingewiesen werden, dass diese scheinbar so enorme prozentuelle Veränderung im Kontext der generell sehr geringen Ausprägung des zweiten Extensionsmoments von nur wenigen Nm/kg gesehen werden muss. Daher kann bereits hier die Hypothese H7 „Es gibt einen signifikanten Unterschied in kinetischen Parametern der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen.“ als vorerst wahr bezeichnet werden.

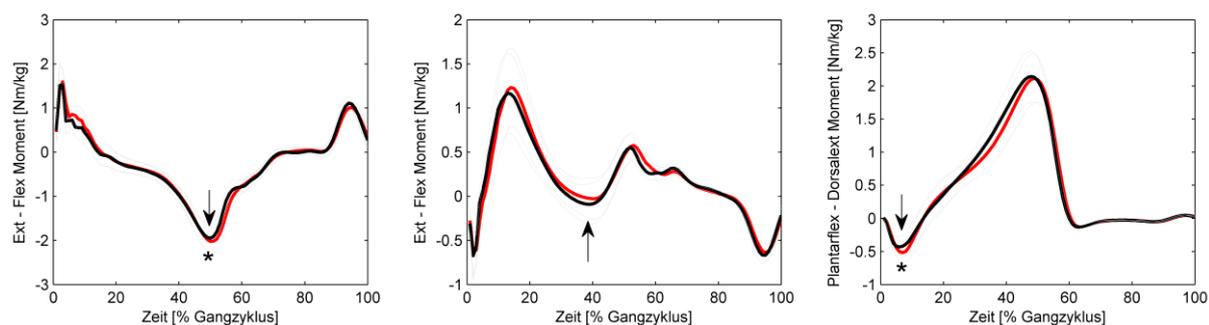


Abbildung 56 In kinetischen Parametern konnte eine signifikante Erhöhung des maximalen Hüftextensionsmoments sowie des maximalen Plantarflexionsmoments im Sprunggelenk beim Tragen von ET Schuhen festgestellt werden. Zusätzlich zeigte sich eine tendenzielle Reduktion des zweiten maximalen Extensionsmoments im Kniegelenk.

Die oben beschriebenen Veränderungen in Kinematik und Kinetik der Sagittalebene können möglicherweise auf die Konstruktion des Fersenbereichs der ET Schuhe zurückzuführen sein. Da im Fersenbereich ein relativ großer Luftpolster integriert ist, fehlt es an Platz für entsprechende Dämpfungselemente, was möglicherweise zu einem sehr schlechten

Dämpfungsverhalten und somit zu einem harten Auftritt bei IC führt. Dies könnte ebenfalls ein Grund für die signifikant erhöhte vertikale BRK sein (siehe oben).

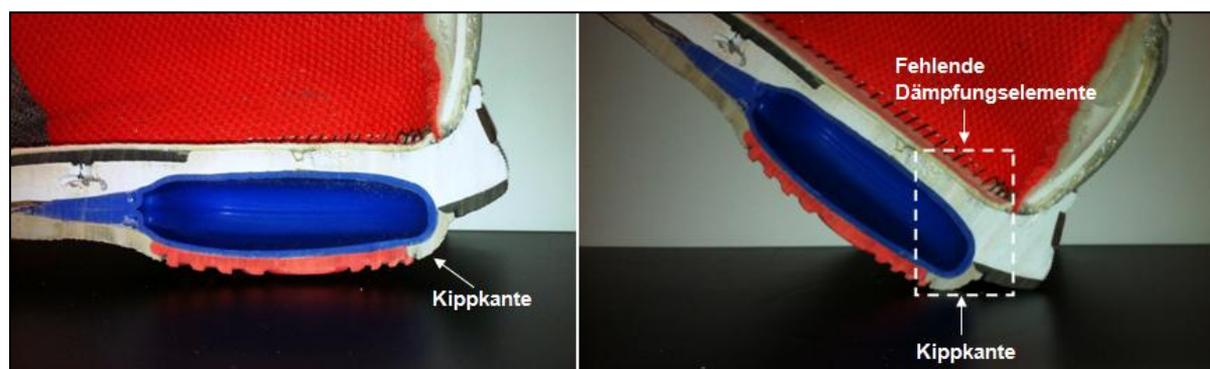


Abbildung 57 Durch die im Fersenbereich integrierten Luftpolster entsteht am hinteren Teil des Fersenbereichs eine Art Kante, welche möglicherweise für die Veränderung der Sprunggelenkskinematik und Kinetik verantwortlich ist. Zudem ist das Material des Luftpolsters sehr fest (blau), welches voraussichtlich die Dämpfungseigenschaften der Schuhe negativ beeinflusst. Dies könnte wiederum ein Grund für die erhöhte vertikale Bodenreaktionskraft F1 sein.

Zudem befindet sich genau an dem Punkt, an welchem in der Regel die Ferse am Boden aufsetzt eine Art Kippkante an der Sohlenunterseite (siehe Abbildung 57), welche möglicherweise in Form eines Kipphebelmechanismus dazu beiträgt, dass die Drehmomentanforderung in der Plantarflexion erhöht ist. Berichte einiger TN über das Gefühl einer forcierten Plantarflexionsbewegung aufgrund dieser Kante bei IC untermauern diese Vermutung. Die Kinematik der Frontalebene betreffend (Abbildung 58), konnte eine signifikante Reduktion in der Knieabduktion in der frühen Schwungphase festgestellt werden (-27,4%, $p = 0,013$, $r = 0,78$) begleitet von einer Reduktion des ROM (-16,1%, $p = 0,009$, $r = 0,8$). Zudem zeigte auch eine reduzierte maximale Adduktion einen Trend zur Signifikanz (-9,5%, $p = 0,091$).

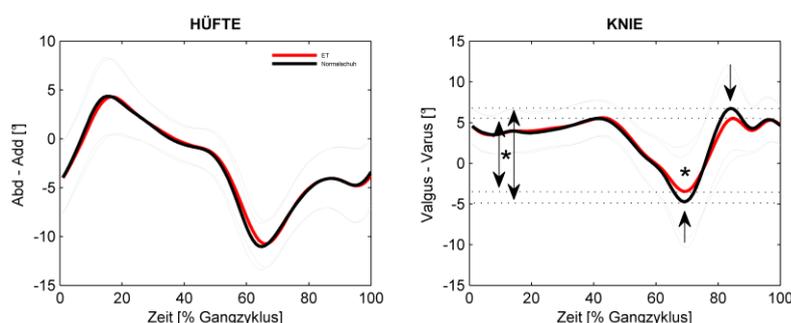


Abbildung 58 Daten für Ab/Adduktion bzw. Valgus/Varus für das Hüft und Kniegelenk in der Frontalebene. Das Tragen von ET Schuhen scheint die maximale Abduktion (Valgus) im Kniegelenk und dadurch auch den ROM signifikant zu reduzieren.

Interessanterweise konnten auch für die instabile Sohlenkonstruktion der MBT Schuhe eine Reduktion im ROM des Kniegelenks in der Frontalebene festgestellt werden. Möglicherweise

lassen sich diese Reduktionen der Ab/Adduktionsbewegung im Kniegelenk auf eine erhöhte muskuläre Aktivität der Oberschenkelmuskulatur (VM, VL und BF) im Sinne eines Kompensationsmechanismus zur Stabilisierung des Gelenks zurückführen. Des Weiteren stützen signifikant erhöhte Aktivitäten des VM während PSw Phase für die MBT Testsituation diese These. Auch die Ergebnisse zu Muskelaktivitäten der ET Gruppe untermauern diese Vermutung. Hier konnte zumindest für die Mm. VL und VM tendenziell eine erhöhte Aktivität während der PSw Phase festgestellt werden, jedoch auch eine Reduktion im BF. Näheres dazu wird in Folge weiter unten diskutiert.

Kinetische Aspekte der Frontalebene zeigten keine signifikanten Unterschiede, jedoch zumindest eine tendenziell geringfügige Reduktion des zweiten maximalen Knieadduktionsmoments (-3,8%, $p = 0,091$) (siehe Abbildung 59).

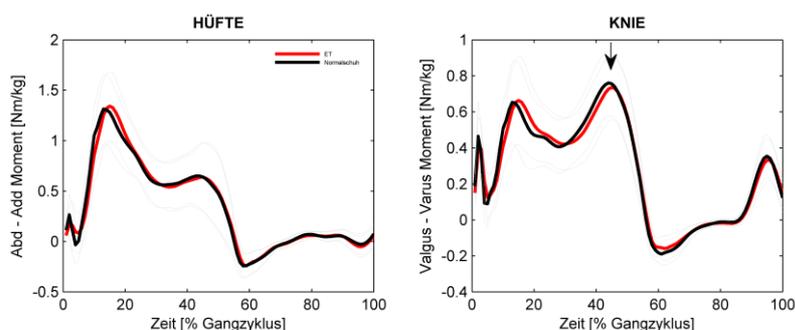


Abbildung 59 Kinetische Parameter der Frontalebene zeigten keine signifikanten Unterschiede, jedoch zumindest eine tendenziell geringfügige Reduktion des zweiten maximalen Knieadduktionsmoments.

Die Analyse der mittleren Muskelaktivitäten betreffend, konnten keine signifikanten Unterschiede, jedoch Ergebnisse mit einer Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden (siehe Abbildung 60). Daher muss die Hypothese H8: „Es gibt einen signifikanten Unterschied in den Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten zwischen dem ET Schuhkonzept und der Kontrollschuhsituation im Gehen“ vorerst als falsch betrachtet werden. Vor allem in der späten Standbeinphase (TSt und PSw) sowie während IC ergaben sich tendenzielle Unterschiede. So zeigten die Mm. VM (44,9%, $p = 0,089$), VL (36,1%, $p = 0,101$), TA (32,8%, $p = 0,056$) und GM (4,6%, $p = 0,089$) während der PSw Phase eine erhöhte Aktivität. Zudem zeigten der PL während dem IC eine um bis zu 12,4% erhöhte Aktivität ($p = 0,061$). Überraschenderweise konnte für den BF eine Reduktion der mittleren Aktivität um bis zu 41,7% während der TSt Phase festgestellt werden ($p = 0,089$).

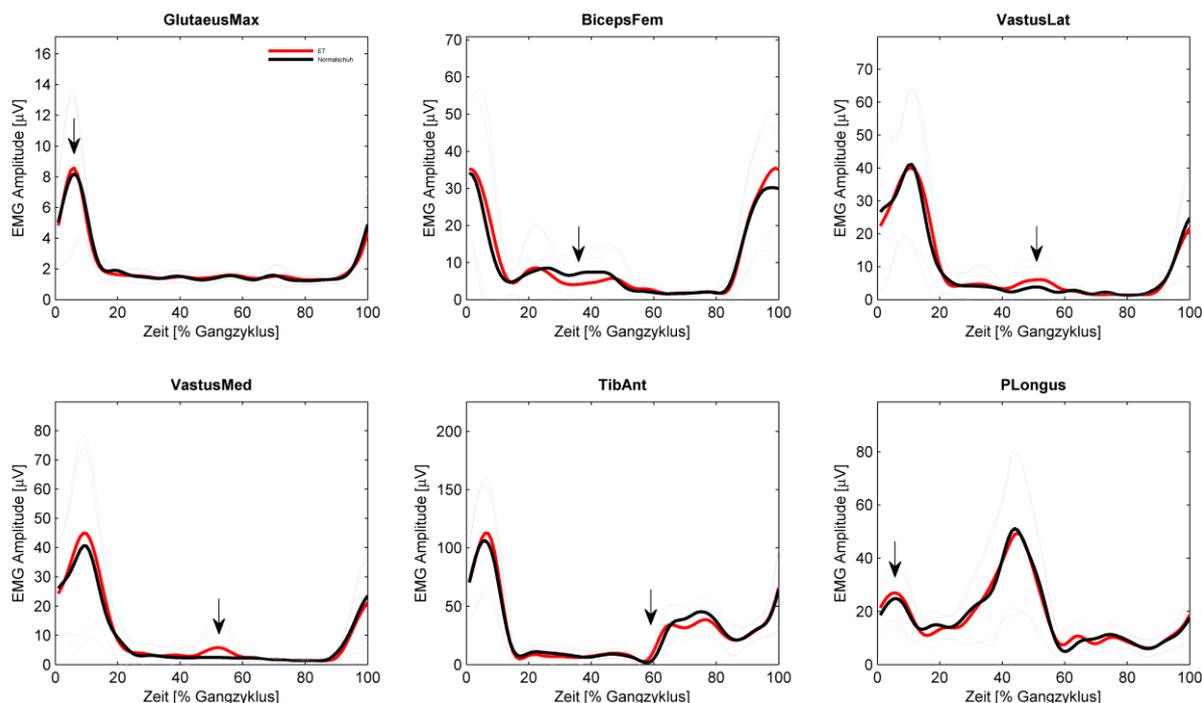


Abbildung 60 In der Analyse der mittleren Muskelaktivitäten, konnten keine signifikanten Unterschiede, jedoch Ergebnisse mit einer Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden. Vor allem in der späten Standbeinphase (TSt und PSw) sowie während IC ergaben sich tendenzielle Unterschiede für die Mm. VM, VL, GM, BF, TA und PL.

Die erhöhten Aktivitäten der Mm. VM, VL und GM können, ähnlich der Argumentation für den MBT Schuh, voraussichtlich auch hier auf die erhöhte Instabilität in der Mitte bis zum Ende der Standbeinphase zurückgeführt werden. Die Reduktion der Ab/Adduktion im Kniegelenk, die reduzierte Kniegelenksflexion in der späten Standbeinphase sowie die möglicherweise erhöhte Aktivität von VM, VL und GM sprechen dafür, dass dies als eine mögliche regulative Maßnahme zur Kompensation der Instabilität gesehen werden kann. Für die EMG Untersuchungen liegen allerdings keine signifikanten Daten vor. Dies zu überprüfen sollte daher auch eine Zielsetzung für Folgestudien sein. Die nicht als signifikant nachweisbaren Unterschiede in den Muskelaktivitäten, können voraussichtlich auch zu einem Teil durch den großen Powerverlust, welcher in Folge der Korrekturverfahren für multiple Testungen entstanden ist, erklärt werden. Hätte man sich in dieser Studie beispielsweise auf wesentlich weniger Parameter beschränkt, wären voraussichtlich wesentlich mehr Parameter der EMG Daten als signifikant nachweisbar gewesen. Die erhöhte Aktivitäten des PL, könnte möglicherweise auch durch die Kinematik des Sprunggelenks der Frontalebene erklärt werden. Die Ergebnisse lassen eine vermehrte Abduktion/Eversion (Valgus) beim Gehen mit ET Schuhen vermuten (siehe Abbildung 61). Allerdings muss hier nochmals erwähnt werden, dass das verwendete biomechanische Modell zur Berechnung der Parameter lediglich für die Sagittalebene modellentsprechend

ist. Daher wurden Ergebnisse der Frontalebene im Sprunggelenk in dieser Arbeit generell auch nicht analysiert (siehe dazu Kapitel 5.6.2.4.2).

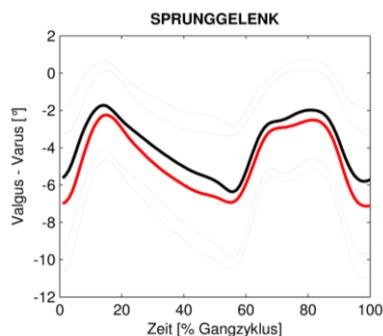


Abbildung 61 Ergebnisse für die Varus-Valgusstellung im Sprunggelenk während des Gehens mit normalen Schuhen (schwarz) und ET Schuhen (rot). Daten wurden mittels des Plug-In-Gait Modells berechnet, welches eigentlich in dieser Form für die Beurteilung der Kinematik und Kinetik in der Frontalebene des Sprunggelenks nicht geeignet ist.

Es kann aber vermutet werden, dass die erhöhte Abduktion/Eversionstellung (Valgus) beim Tragen der ET Schuhe für die tendenziell erhöhte Aktivitäten des M. peroneus longus (12,4%, $p = 0,061$), einer der kräftigsten Plantaflexoren/Evatores des Sprunggelenks (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007, S. 575), verantwortlich ist. Auch dies gilt es in zukünftigen Studien mit entsprechenden biomechanischen Modellen, welche auch für die Frontalebene des Sprunggelenks modellentsprechend sind, zu überprüfen.

8 Zusammenfassung und Schlussbetrachtung

Biomechanics is the science that examines forces acting upon and within a biological structure and effects produced by such forces.

(Nigg & Herzog, 2007, S. 2)

Insgesamt wurden in dieser Arbeit 28 gesunde StudentInnen (N = 28) aus der Fachhochschule St. Pölten herangezogen und jeweils 14 TN zu der MBT und ET Gruppe zugeteilt. Für die Datenaufzeichnung wurden ein optoelektronisches VICON Motion Capture System, eine KISTLER Kraftmessplatte sowie ein EMG-System der Firma Delsys verwendet (genaueres siehe Kapitel 5). Es wurden kinematische und kinetische Daten sowie Muskelaktivitäten für das Gehen mit den instabilen Schuhen als auch mit normalen Schuhen aufgezeichnet. Zusätzlich fand im Stehen eine Messung der COP-Schwankung statt, um eine generelle Aussage über posturale Stabilität beim Tragen dieser Schuhe treffen zu können. Die Daten wurden im Anschluss auf insgesamt 90 Parameter reduziert und hinsichtlich eines Unterschieds zwischen den normalen und Testschuhen ausgewertet. Wie eingangs beschrieben, besteht vor allem für den MBT Schuh bereits Evidenz zu deren Effekten auf biomechanische Parameter im Gehen und Stehen, allerdings unterscheiden sich die Ergebnisse der unterschiedlichen Studien teilweise bzw. gibt es noch zu wenig Studien, welche sich generell mit dem Thema beschäftigt haben, um aus deren Ergebnissen tatsächlich ein reliables Bild über Wirkungsweise und mögliche Einsatzgebiete in Prävention, Therapie und Rehabilitation ableiten zu können. Ziel dieser Arbeit war es auch, Daten in diesem Themenfeld für insgesamt zwei unterschiedliche Sohlenkonstruktionen zu erheben und die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit mit der bestehenden Evidenz in Bezug zu setzen. Hierzu wurde folgende Forschungshypothese formuliert:

Das Tragen eines Schuhs mit instabiler Sohlenkonstruktion wie der Masai Barfuß Technologie oder der Reebok Easy Tone Technologie führt in den biomechanischen Abläufen des Gehens und Stehens zu Veränderung.

In Hinblick auf die bereits vorgestellten Ergebnisse und deren Interpretation kann diese als bestätigt betrachtet werden, da sowohl das Tragen der MBT Schuhkonstruktion als auch das Tragen der Easy Tone Technologie zu Änderungen in kinematischen, kinetischen Parametern und zu Veränderung in Muskelaktivitäten geführt hat.

Festgehalten kann werden, dass ein Großteil der in der Literatur bereits beschriebenen Ergebnisse (für den MBT Schuh) in dieser Arbeit reproduzierbar waren. Die bestehenden Ergebnisse scheinen daher bereits recht reliabel zu sein. In Folge werden nochmals in aller

Kürze (1) die Ergebnisse dargestellt, welche in der hier vorliegenden Arbeit festgestellt wurden und im Konsens zur bestehenden Studienlage stehen, (2) neue Ansatzpunkte, sowie (3) Ergebnisse, welche im Widerspruch zueinander stehen. Zuerst werden die Ergebnisse der MBT Gruppe, danach die, der ET Gruppe aufgelistet.

Der MBT Schuhe zeigte, kurz gefasst, folgende Einflüsse auf biomechanische Parameter im Gehen und Stehen:

Reproduzierbare Ergebnisse:

- (1) Erhöhte COP-Schwankung in medio-lateraler und anterior-posterior Richtung im bipedalen Stand
- (2) Erhöhte Kniegelenksflexion während IC, LR, MSt und Reduktion der max. Kniegelenksflexion
- (3) Erhöhte Dorsalextension während der Mitte der Standbeinphase
- (4) Reduzierter Bewegungsumfang in Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Sagittalebene
- (5) Geringfügige Reduktion der Knie-Adduktionsmomente
- (6) Reduktion der Aktivität des M. tibialis anterior während LR sowie erhöhte Aktivität während der Schwungbeinphase
- (7) Erhöhte Aktivität der Mm. vastii medialis und lateralis während der mittleren Standbeinphase sowie des M. gastrocnemius medialis

Teilweise neue Erkenntnisse:

- (8) Reduktion der ant-post BRK während LR sowie der vertikalen BRK während MSt
- (9) Erhöhte vertikale BRK bei IC
- (10) Reduktion des ersten und zweiten max. Extensionsmoment im Kniegelenk
- (11) Reduktion des max. Plantarflexionsmoments im Sprunggelenk
- (12) Reduktion der max. Adduktion im Kniegelenk

Widersprüchliche Ergebnisse:

- (13) Erhöhte Gehgeschwindigkeit, längere Gangzykluslänge
- (14) Erhöhte Beckenkipfung

In Bezug auf die Wirkungsweise des MBT Schuhs sollten zukünftige Studien vor allem zwei wesentliche Punkte aufgreifen: (1) einerseits sollte bei langer Tragedauer, auch über mehrere Monate bis Jahre hinweg, das Risiko einer Abschwächung der prätibialen Muskulatur in Bezug auf die reduzierte Aktivität der Muskulatur genauer untersucht werden

und in weiterer Folge (2) sollte aufgrund der leicht reduzierten Adduktionsmomente im Kniegelenk abgeklärt werden, inwiefern dieses Schuhkonzept tatsächlich im Bereich der Prävention, Rehabilitation und Therapie bei Gonarthrose-PatientInnen (und auch bei anderen PatientInnengruppen) sinnvoll einsetzbar wäre. Festzuhalten ist unbedingt, dass bis jetzt noch keine Erkenntnisse darüber vorliegen, wie sich instabile Sohlenkonstruktionen bei Beinachsenfehlstellung und anderen degenerativen Veränderung in biologischen Strukturen (wie sie GonarthrosepatientInnen meist aufweisen) auf die Kinetik auswirken. Diese Frage sollte daher unbedingt in zukünftigen Studien aufgegriffen werden. Zudem sollten die widersprüchlichen Ergebnisse zur Beckenkipfung und der Einfluss auf WZP genauer untersucht werden.

Für die Gruppe ET stellen die hier erhobenen Ergebnisse die ersten ihrer Art dar. Auch nach intensiver Recherche in den einschlägigen wissenschaftlichen Datenbanken konnten bis jetzt noch keine publizierten Ergebnisse zu dem Schuhkonzept ET gefunden werden. Dies liegt vor allem auch daran, dass dieses Schuhkonzept erst seit kurzem auf dem Markt beworben wird. Zukünftige Studien sollten die Ergebnisse dieser Arbeit überprüfen, um auch hier über einen längeren Zeitraum ein reliables Bild über Wirkungsweise auf biomechanische Parameter ableiten zu können. Folgendes konnten in dieser Arbeit festgestellt werden:

Neue Erkenntnisse:

- (1) Kein Einfluss auf die COP Schwankung im bipedalen Stand
 - (2) Einfluss auf Weg-Zeit-Parameter: erhöhte Gehgeschwindigkeit und Gangzykluslänge sowie reduzierte Schrittdauer
 - (3) Erhöhte vertikale BRK während IC und Reduktion während MSt
 - (4) Keine Unterschiede in der Oberkörperkinematik
 - (5) Reduktion der max. Knieflexion sowie des ROM
 - (6) Reduktion der max. Plantarflexion und des ROM im Sprunggelenk
 - (7) Erhöhte externe Momente im Hüftgelenk (max. Extension) und Sprunggelenk (max. Plantarflexion)
 - (8) Reduktion der Abduktion im Kniegelenk während der Schwungphase sowie des ROM
 - (9) Keine Unterschiede in den Momenten der Frontalebene
 - (10) Tendenzielle Reduktion der mittleren Aktivität des BF
 - (11) Tendenziell erhöhte Aktivität des GM (IC), des VM und VL (PSw, TSt) sowie des TA (PSw) und des PL (IC)
-

Schlussfolgernd kann festgehalten werden, dass beide Schuhkonzepte die biomechanischen Abläufe im Gehen großteils positiv beeinflussen. Sowohl für das Konzept der Firma MBT bestehen mögliche positive Ansatzpunkte im Bereich der Prävention, Therapie und eventuell sogar im Bereich der Rehabilitation, als auch für den ET Schuh zeigten sich positive Wirkungsmechanismen für das Trainieren der Muskulatur der unteren Extremitäten beim Gehen. Festgehalten muss aber auch werden, dass speziell für den MBT Schuh durch eine deutliche Reduktion der Muskelaktivität während der IC Phase dem/der NutzerIn bei hoher und regelmäßiger Tragedauer ein Nachteil durch eine mögliche Abschwächung der prätibialen Muskulatur entstehen kann. Des Weiteren scheint das Tragen der ET Schuhe vor allem die vertikalen BRK sowie sagittale Momente in Hüft- und Kniegelenk zu erhöhen.

9 Literaturverzeichnis

- Ackerman, I. (2009). Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *The Australian Journal of Physiotherapy*, 55(3), 213.
- Arend, S., & Higgins, J. R. (1976). A strategy for the classification, subjective analysis and observation of human movement. *Journal of Human Movement Studies*, 2, 36–52.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 4. doi:10.1186/1743-0003-3-4
- Baker, R., & Rodda, J. (2003). *All you ever wanted to know about the Conventional Gait Model but were afraid to ask*. Melbourne: Women and Children's Health.
- Banzer, W., Pfeiffer, K., & Vogt, L. (2003). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin: Springer.
- Beckers, D. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis*. Berlin: Springer.
- Bell, A. L., Brand, R. A., & Pedersen, D. R. (1989). Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8(1), 3–16. doi:10.1016/0167-9457(89)90020-1
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617–621.
- Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management applications in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 204–215. doi:10.1016/S0268-0033(97)00041-7
- Benjamini, Y., & Hochberg, Y. (1995). Controlling the False Discovery Rate: A Practical and Powerful Approach to Multiple Testing. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, 57(1), 289–300.
- Benjamini, Y., & Yekutieli, D. (2001). The Control of the False Discovery Rate in Multiple Testing under Dependency. *The Annals of Statistics*, 29(4), 1165–1188.
- Beyerlein, C. (2004). Effekt eines neuro-muskulären Trainings auf die Koordinationsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes, unter Berücksichtigung der Masai Barfuß Technologie (MBT). *Krankengymnastik - Zeitschrift für Physiotherapeuten, Sonderdruck* 56(9), 1610–1627.
- Bieć, E., & Kuczyński, M. (2010). Postural control in 13-year-old soccer players. *European Journal of Applied Physiology*, 110(4), 703–708. doi:10.1007/s00421-010-1551-2
- Bisson, E. J., McEwen, D., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2010). Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait & Posture, In Press, Corrected Proof*. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.10.001
- Bochdansky, T., Maetzler, M., & Laube, W. (2008). Pressure distribution and muscular activity on treadmill–downhill running with an unstable shoe construction and normal running shoes. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 664–665. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.03.005
-

- Bolgia, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(1), 102–111. doi:10.1016/j.jelekin.2005.11.007
- Bortz, J., & Döring, N. (2002). *Forschungsmethoden und Evaluation: für Human- und Sozialwissenschaftler* (3., überarb. Aufl.). Berlin: Springer.
- Bortz, J., & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- Boyer, K. A., & Andriacchi, T. P. (2009). Changes in running kinematics and kinetics in response to a rocker shoe intervention. *Clinical Biomechanics*, 24(10), 872–876. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.003
- Buchecker, M., Wagner, H., Pfusterschmied, J., Stöggel, T. L., & Müller, E. (2010). Lower extremity joint loading during level walking with Masai barefoot technology shoes in overweight males. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(3), 372–380. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01179.x
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023–1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219–233.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., & Hodges, P. W. (2010). Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(1), 108–117. doi:10.1016/j.jelekin.2008.11.013
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2. Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197–211. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.004
- Chung, C. Y., Park, M. S., Lee, S. H., Kong, S. J., & Lee, K. M. (2010). Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7, 9. doi:10.1186/1743-0003-7-9
- Davids, K., Kingsbury, D., George, K., O'Connell, M., & Stock, D. (1999). Interacting Constraints and the Emergence of Postural Behavior in ACL-Deficient Subjects. *Journal of Motor Behavior*, 31(4), 358–366. doi:10.1080/00222899909601000
- Davis, R. B., & Ounpuu, S. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.
- Del Rey, M. J., Izquierdo, E., Usategui, A., Gonzalo, E., Blanco, F. J., Acquadro, F., & Pablos, J. L. (2010). The transcriptional response of normal and rheumatoid arthritis synovial
-

- fibroblasts to hypoxia. *Arthritis & Rheumatism*, 62(12), 3584–3594. doi:10.1002/art.27750
- Delank, H.-W., & Gehlen, W. (2006). *Neurologie*. Stuttgart: Thieme.
- Della Croce, U., Cappozzo, A., & Kerrigan, D. C. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2), 155–161.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4. assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2), 226–237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003
- Drake, R., Vogl, W., & Mitchell, A. (2007). *Gray's Anatomie für Studenten* (1. Aufl.). München: Elsevier Urban & Fischer.
- Edwards, L., Dixon, J., Kent, J. R., Hodgson, D., & Whittaker, V. J. (2008). Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 3, 2. doi:10.1186/1749-799X-3-2
- Elftman, H. (1954). The functional structure of the lower limb. *Human limbs and their substitutes*. New York: McGraw-Hill.
- Emery, C. (2003). Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(4), 492–504. doi:10.1016/S1440-2440(03)80274-8
- Field, A. (2009). *Discovering statistics using SPSS: and sex and drugs and rock "n" roll*. (3rd ed.). Los Angeles: SAGE Publications.
- Giles, J. (2006). The trouble with replication. *Nature*, 442(7101), 344–347. doi:10.1038/442344a
- Gorton, G. E., Hebert, D. A., & Gannotti, M. E. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture*, 29(3), 398–402. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.10.060
- Goryachev, Y., Debbi, E. M., Haim, A., & Wolf, A. (2011). The effect of manipulation of the center of pressure of the foot during gait on the activation patterns of the lower limb musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 333–339. doi:10.1016/j.jelekin.2010.11.009
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie* (2., unveränd. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Grabiner, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M., & Davis, B. L. (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1115–1117.
- 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*. doi:10.4414/smw.2011.13182
- Groen, B. E., Geurts, M., Nienhuis, B., & Duysens, J. (2012). Sensitivity of the OLGA and
-

VCM models to erroneous marker placement: Effects on 3D-gait kinematics. *Gait & Posture*. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.019

Helwig, N. E., Hong, S., Hsiao-Wecksler, E. T., & Polk, J. D. (2011). Methods to temporally align gait cycle data. *Journal of Biomechanics*, *44*, 561–566. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.09.015

Henkel, J., Bak, P., Otto, R., & Smolenski, U. (2009). Auswirkung von ausgewählten präventiven Konzepten auf die funktionelle Gesundheit bei Personen mit unspezifischen, chronisch-rezidivierenden Nackenschmerzen. *Manuelle Medizin*, *47*, 57–66. doi:10.1007/s00337-008-0646-x

Hermens, H. J., Merletti, R., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Stegemann, D., & Haegg, G. (2010). European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM). Retrieved October 15, 2010, from www.seniam.org

Jackman, R. W., & Kandarian, S. C. (2004). The molecular basis of skeletal muscle atrophy. *American Journal of Physiology. Cell Physiology*, *287*(4), C834–843. doi:10.1152/ajpcell.00579.2003

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, *8*(3), 383–392. doi:10.1002/jor.1100080310

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989a). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, *7*(6), 849–860. doi:10.1002/jor.1100070611

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989b). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, *7*(6), 849–860. doi:10.1002/jor.1100070611

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.

Kleinert, A. (2009). *Der messende Luchs. Zwei verbreitete Fehler in der Galilei-Literatur. Fundstücke/Lost&Found*. Basel: Birkhäuser Verlag.

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon Inc.: U.S.A.

Korsten, K., Mornieux, G., Walter, N., & Gollhofer, A. (2008). Gibt es alternativen zum sensomotorischen Training? *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, *56*(4), 150–155.

Krauss, I., Bendig, A., Mayer, J., Axmann, D., Müller, O., & Horstmann, T. (2006). Wirkung einer 10-wöchigen Trainingsintervention mit einer instabilen Schuhkonstruktion auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität von Patienten mit Hüftarthrose oder implantiertem Hüftgelenk. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, *57*(7/8), 195–200.

Landry, S. C., Nigg, B., & 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. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.04.018
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), 212–225. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002
- Lieber, R. L. (1990). Statistical significance and statistical power in hypothesis testing. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(2), 304–309. doi:10.1002/jor.1100080221
- Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. A., & Stott, N. S. (2005). Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & Posture*, 22(1), 1–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.06.002
- Maetzler, M., Bochdansky, T., & Abboud, R. (2008). Pressure distribution of diabetic patients after sensory-motor training with unstable shoe construction. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 714–715. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.03.059
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.09.003
- Meyer, L., & Schmidt, G.-D. (Eds.). (2007). *Duden. Physik Basiswissen Schule*. Mannheim: Bibliographisches Institut AG.
- Mündermann, A., Asay, J. L., Mündermann, L., & Andriacchi, T. P. (2008). Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 165–170. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.07.001
- New, P., & Pearce, J. (2007). The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study. *Physiotherapy Research International*, 12(4), 202–202. doi:10.1002/pri.386
- Niethard, F. U. (2010). *Kinderorthopädie*. Stuttgart: Thieme.
- Nigg, B., Davis, E., Lindsay, D., & Emery, C. (2009). The effectiveness of an unstable sandal on low back pain and golf performance. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(6), 464–470. doi:10.1097/JSM.0b013e3181c0a96f
- Nigg, B., Emery, C., & Hiemstra, L. A. (2006). Unstable Shoe Construction and Reduction of Pain in Osteoarthritis Patients. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(10), 1701–1708. doi:10.1249/01.mss.0000228364.93703.53
- Nigg, B., & Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (3rd ed.). Hoboken NJ: John Wiley & Sons.
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82–88. doi: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*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.07.010
-

- Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., & Iida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(3), 550–557. doi:10.1016/j.jelekin.2009.07.006
- Perry, J. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK.
- Platzer, W. (2009). *Taschenatlas Anatomie* (10., überarb. und erg. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Quervain, K., Stüssi, E., & Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 35–42.
- Ramstrand, N., Björk Andersson, C., & Rusaw, D. (2008). Effects of an unstable shoe construction on standing balance in children with developmental disabilities: A pilot study. *Prosthetics and Orthotics International*, 32, 422–433. doi:10.1080/03093640802339403
- Ramstrand, N., Thuesen, A. H., Nielsen, D. B., & Rusaw, D. (2010). Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 455–460. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.01.014
- Rebhan, E. (2006). *Theoretische Physik: Mechanik*. Heidelberg: Elsevier, Spektrum Akad. Verl.
- Reichel, H.-S., & Ploke, C. E. (2003). *Physiotherapie am Wirkort Bewegungssystem: Untersuchung und Behandlung von orthopädischen Erkrankungen*. Stuttgart: Hippokrates-Verlag.
- Robinovitch, S. N., Heller, B., Lui, A., & Cortez, J. (2002). Effect of Strength and Speed of Torque Development on Balance Recovery With the Ankle Strategy. *Journal of Neurophysiology*, 88(2), 613–620.
- Romkes, J. (2008). Statische Gleichgewichtskontrolle mit dem MBT-Schuh. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 61–65.
- Romkes, J., Peeters, W., Oosterom, A. M., Molenaar, S., Bakels, I., & Brunner, R. (2007). Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics. Part B / European Paediatric Orthopaedic Society, Pediatric Orthopaedic Society of North America*, 16(3), 175–180. doi:10.1097/BPB.0b013e32801405bf
- Romkes, J., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 75–81. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.003
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(5), 866–878. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.008
- Sachs, L., & Hedderich, J. (2009). *Angewandte Statistik: Methodensammlung mit R*. Berlin: Springer Berlin.
- Schewe, H. (2000). *Biomechanik - wie geht das?* Stuttgart: Thieme.
-

- Schipplein, O. D., & Andriacchi, T. P. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 9(1), 113–119. doi:10.1002/jor.1100090114
- Schöllhorn, W. (2003). *Eine Sprint- und Laufschnule für alle Sportarten*. Aachen: Meyer und Meyer.
- Schöllhorn, W. I., Mayer-Kress, G., Newell, K. M., & Michelbrink, M. (2009). Time scales of adaptive behavior and motor learning in the presence of stochastic perturbations. *Human Movement Science*, 28(3), 319–333. doi:10.1016/j.humov.2008.10.005
- Shiavi, R., Frigo, C., & Pedotti, A. (1998). Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 36(2), 171–178.
- Steinwender, G., Saraph, V., Scheiber, S., Zwick, E. B., Uitz, C., & Hackl, K. (2000). Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clinical Biomechanics*, 15(2), 134–139. doi:10.1016/S0268-0033(99)00057-1
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E. (2007). In-shoe pressure distribution in “unstable” (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study. *Gait & Posture*, 25(4), 648–651. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.06.012
- Stöggel, 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. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.05.012
- Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14(1), 61–70. doi:10.1016/S0966-6362(01)00100-X
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. *Gait & Posture*, 16(2), 159–179. doi:10.1016/S0966-6362(02)00004-8
- Sutherland, D. H. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*, 21(4), 447–461. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.07.008
- Szczerbik, E., & Kalinowska, M. (2011). The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters. *Acta of Bioengineering and Biomechanics / Wrocław University of Technology*, 13(3), 43–46.
- Taylor, N. F., Goldie, P. A., & Evans, O. M. (1999). Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait & Posture*, 9(2), 88–94.
- Thelen, D. G., Schultz, A. B., Alexander, N. B., & Ashton-Miller, J. A. (1996). Effects of age on rapid ankle torque development. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(5), M226–232.
- Turbanski, S., Lohrer, H., Nauck, T., & Schmidtbleicher, D. (2011). Training effects of two different unstable shoe constructions on postural control in static and dynamic testing situations. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 80–86. doi:10.1016/j.ptsp.2011.01.001
- Vicon Motion Systems. (2008). Plug-in Gait: Product Guide Foundation Notes Rev. 1.0. Vicon Motion Systems Limited.
-

Vicon Motion Systems. (2010). Plug-in Gait: Product Guide Foundation Notes Rev. 2.0. Vicon Motion Systems Limited.

Victor, A., Elsäßer, A., Hommerl, G., & Blettner, M. (2010). Wie bewertet man die p-Wert-Flut? Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen – Teil 10 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. *Deutsches Ärzteblatt international*, (107(4)), 50–56. doi:DOI: 10.3238/arztebl.2010.0050

Walker, M. R., & Rainbow, M. J. (2011). C3D MATlab access. *C3D.ORG The biomechanics standard*. Retrieved January 10, 2012, from <http://www.c3d.org/appmatlab.html>

Wearing, S. C., Smeathers, J. E., & Urry, S. R. (2003). Frequency-domain analysis detects previously unidentified changes in ground reaction force with visually guided foot placement. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(1), 71–78.

Whittle, M. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15(3), 369–387. doi:10.1016/0167-9457(96)00006-1

Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2776–2780. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.024

Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo, Ont.: University of Waterloo Press.

Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). Hoboken New Jersey: John Wiley & Sons.

Wirth, C. J. (2002). *Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Das Standardwerk für Klinik und Praxis* (Vol. Fuß). Stuttgart: Thieme.

Witte, K. (2002). *Stabilitäts- und Variabilitätserscheinungen der Motorik des Sportlers unter nichtlinearem Aspekt (Habilitationsschrift)*. Aachen: Shaker.

Wolf, S., Loose, T., Schablowski, M., Döderlein, L., Rupp, R., Gerner, H. J., Bretthauer, G., et al. (2006). Automated feature assessment in instrumented gait analysis. *Gait & Posture*, 23, 331–338. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.04.004

Yavuzer, G., Oken, O., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 27(1), 31–35. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.016

Zoladz, J. A., Kulinowski, P., Zapart-Bukowska, J., Grandys, M., Majerczak, J., Korzeniewski, B., & Jasiński, A. (2007). Phosphorylation potential in the dominant leg is lower, and [ADPfree] is higher in calf muscles at rest in endurance athletes than in sprinters and in untrained subjects. *Journal of Physiology and Pharmacology: An Official Journal of the Polish Physiological Society*, 58(4), 803–819.

10 Anhang A: Quellcode MatLab Auswertung

Der hier vorliegende Quellcode wurde zur Auswertung und Aufbereitung der Daten (*.C3D, *.emg und *.CSV Files), wie in Kapitel 5.5.4 beschrieben, verwendet. Hierfür wurde das Programm Matlab (MathWorks 7.12.0 R2011a) sowie eine eigene Toolbox (Walker & Rainbow, 2011) für die Bearbeitung von *.C3D Files in MatLab verwendet. Insgesamt besteht der Code zur Weiterverarbeitung der *.C3D und *.emg Files aus vier M-Files: Main M-File, DataImport, DataResample sowie DataAnalyses. Bis auf das Main M-File müssen alle anderen M-Files exakt den vorgegebenen Dateinamen besitzen, damit der Code funktioniert. Eine zusätzliche Funktion, welche bei der Installation von MatLab nicht automatisch vorhanden ist, wurde auch als Quellcode am Ende angegeben (peakdet.m). Für die, wie in Kapitel 5.7 beschriebene Anpassung der p -Werte aufgrund des Problems der Alphainflation, wurden diese nach der Benjamini-Hochberg-Prozedur angepasst. Auch dieser Quellcode liegt dem Anhang bei (fdr_bh.m). Für alle weiteren Funktionen sei auf das MatLab Forum (<http://www.mathworks.de/matlabcentral/>) verwiesen. Für die Auswertung der COP Daten (*.CSV Export aus VICON Nexus) wurde ein weiteres Skript geschrieben, welches auch im Anhang zu finden ist (siehe Anhang A 10.2).

10.1 *.C3D/*.emg Files - Datenaufbereitung und Auswertung

Main M-File:

```

% Getting started
clear all
close all

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%START Participant Loop%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
DataOk = 1;

ParticipantIter = 0;

while DataOk == 1;
ParticipantIter = 1 + ParticipantIter;

if strcmp(pwd,'C:\Users\Brian\Dropbox\MATLAB\ANALYSES_FOLDER') == 1;
else
    cd('C:\Users\Brian\Dropbox\MATLAB\ANALYSES_FOLDER');
end
%-----
[File,PathName] = uigetfile('*.*c3d', 'Select *.c3d file(s)', 'MultiSelect', 'ON');

cd(PathName);

[FileEMG,PathNameEMG] = uigetfile('*.*emg', ' appropriate *.emg file(s)', 'MultiSelect',
'ON');
[FileANALYSES,PathNameANALYSES] = uigetfile('*.*csv', ' appropriate *.csv ANALYSES file(s)',
'MultiSelect', 'ON');

Check = iscell(File);
Checkemg = iscell(FileEMG);
Check2 = iscell(FileANALYSES);

if Check == 0;
    File = textscan(File,'%s','whitespace','{}');
    Iteration = 1;
else
    Iteration = size(File,2);
end

if Checkemg == 0;
    FileEMG = textscan(FileEMG,'%s','whitespace','{}');
else
end

if Check2 == 0;
    FileANALYSES = {FileANALYSES,'dummy'};
else
end

%-----
% Import Data with DataImport M-File
%-----

DataImport;

%-----
% Resample Data with DataResample M-File
%-----

DataResample;

%-----
% Motion Data: Calculate MEAN & SD for Graphs and Analyses
% EMG: Calculate MEAN & SD for Graphs and Analyses
%-----

DataAnalyses;

%-----
% Collect all subject MEANS and write to File

```

```

%-----
%Time Distance Parameter
GmeanCadence(:,ParticipantIter) = meanCadence;
GmeanWalking_Speed(:,ParticipantIter) = meanWalking_Speed;
GmeanFoot_Off(:,ParticipantIter) = meanFoot_Off;
GmeanStride_Length(:,ParticipantIter) = meanStride_Length;
GmeanStride_Time(:,ParticipantIter) = meanStride_Time;
GmeanStep_Time(:,ParticipantIter) = meanStep_Time;
GmeanO_Foot_Contact(:,ParticipantIter) = meanO_Foot_Contact;
GmeanStep_Length(:,ParticipantIter) = meanStep_Length;

%EMG
GmeanGlutaeusMax(:,ParticipantIter) = RF_GlutaeusMax;
GmeanBicepsFem(:,ParticipantIter) = RF_BicepsFem;
GmeanGastrocMed(:,ParticipantIter) = RF_GastrocMed;
GmeanVastusLat(:,ParticipantIter) = RF_VastusLat;
GmeanVastusMed(:,ParticipantIter) = RF_VastusMed;
GmeanTibAnt(:,ParticipantIter) = RF_TibAnt;
GmeanPLongus(:,ParticipantIter) = RF_PLongus;

%GRF
GmeanFz(:,ParticipantIter) = MeanFz;
GmeanFx(:,ParticipantIter) = MeanFx;
GmeanFy(:,ParticipantIter) = MeanFy;

%RESULTS PELVIS & THORAX
GmeanPelvis(:,ParticipantIter) = MeanPelvis;
GmeanThorax(:,ParticipantIter) = MeanThorax;
GmeanSpine(:,ParticipantIter) = MeanSpine;

%KINEMATICS S/F
GmeanHIPS(:,ParticipantIter) = MeanHIPS;
GmeanKNEEs(:,ParticipantIter) = MeanKNEEs;
GmeanANKLEs(:,ParticipantIter) = MeanANKLEs;

GmeanHIPMomS(:,ParticipantIter) = MeanHIPMomS;
GmeanKNEEMomS(:,ParticipantIter) = MeanKNEEMomS;
GmeanANKLEMomS(:,ParticipantIter) = MeanANKLEMomS;

%KINETICS S/F
GmeanHIPf(:,ParticipantIter) = MeanHIPf;
GmeanKNEEf(:,ParticipantIter) = MeanKNEEf;
GmeanANKLEf(:,ParticipantIter) = MeanANKLEf;

GmeanHIPMomF(:,ParticipantIter) = MeanHIPMomF;
GmeanKNEEMomF(:,ParticipantIter) = MeanKNEEMomF;
GmeanANKLEMomF(:,ParticipantIter) = MeanANKLEMomF;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%MEAN BIOMECHANICAL PARAMETERS/Subject%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Mean
Gemg_IC_GlutaeusMax(:,ParticipantIter) = emg_IC_GlutaeusMax;
Gemg_IC_BicepsFem(:,ParticipantIter) = emg_IC_BicepsFem;
Gemg_IC_GastrocMed(:,ParticipantIter) = emg_IC_GastrocMed;
Gemg_IC_VastusLat(:,ParticipantIter) = emg_IC_VastusLat;
Gemg_IC_VastusMed(:,ParticipantIter) = emg_IC_VastusMed;
Gemg_IC_TibAnt(:,ParticipantIter) = emg_IC_TibAnt;
Gemg_IC_PLongus(:,ParticipantIter) = emg_IC_PLongus;

Gemg_LR_GlutaeusMax(:,ParticipantIter) = emg_LR_GlutaeusMax;
Gemg_LR_BicepsFem(:,ParticipantIter) = emg_LR_BicepsFem;
Gemg_LR_GastrocMed(:,ParticipantIter) = emg_LR_GastrocMed;
Gemg_LR_VastusLat(:,ParticipantIter) = emg_LR_VastusLat;
Gemg_LR_VastusMed(:,ParticipantIter) = emg_LR_VastusMed;
Gemg_LR_TibAnt(:,ParticipantIter) = emg_LR_TibAnt;
Gemg_LR_PLongus(:,ParticipantIter) = emg_LR_PLongus;

Gemg_MS_GlutaeusMax(:,ParticipantIter) = emg_MS_GlutaeusMax;
Gemg_MS_BicepsFem(:,ParticipantIter) = emg_MS_BicepsFem;
Gemg_MS_GastrocMed(:,ParticipantIter) = emg_MS_GastrocMed;
Gemg_MS_VastusLat(:,ParticipantIter) = emg_MS_VastusLat;
Gemg_MS_VastusMed(:,ParticipantIter) = emg_MS_VastusMed;
Gemg_MS_TibAnt(:,ParticipantIter) = emg_MS_TibAnt;

```

```
Gemg_MS_PLongus(:,ParticipantIter) = emg_MS_PLongus;

Gemg_TS_GlutaesusMax(:,ParticipantIter) = emg_TS_GlutaesusMax;
Gemg_TS_BicepsFem(:,ParticipantIter) = emg_TS_BicepsFem;
Gemg_TS_GastrocMed(:,ParticipantIter) = emg_TS_GastrocMed;
Gemg_TS_VastusLat(:,ParticipantIter) = emg_TS_VastusLat;
Gemg_TS_VastusMed(:,ParticipantIter) = emg_TS_VastusMed;
Gemg_TS_TibAnt(:,ParticipantIter) = emg_TS_TibAnt;
Gemg_TS_PLongus(:,ParticipantIter) = emg_TS_PLongus;

Gemg_PS_GlutaesusMax(:,ParticipantIter) = emg_PS_GlutaesusMax;
Gemg_PS_BicepsFem(:,ParticipantIter) = emg_PS_BicepsFem;
Gemg_PS_GastrocMed(:,ParticipantIter) = emg_PS_GastrocMed;
Gemg_PS_VastusLat(:,ParticipantIter) = emg_PS_VastusLat;
Gemg_PS_VastusMed(:,ParticipantIter) = emg_PS_VastusMed;
Gemg_PS_TibAnt(:,ParticipantIter) = emg_PS_TibAnt;
Gemg_PS_PLongus(:,ParticipantIter) = emg_PS_PLongus;
%-----

gF1(:,ParticipantIter) = F1;
gF2(:,ParticipantIter) = F2;
gF3(:,ParticipantIter) = F3;
gF5(:,ParticipantIter) = F5;
gF6(:,ParticipantIter) = F6;
gF7(:,ParticipantIter) = F7;
gF8(:,ParticipantIter) = F8;
gF9(:,ParticipantIter) = F9;

gT1(:,ParticipantIter) = T1;
gT2(:,ParticipantIter) = T2;
gT3(:,ParticipantIter) = T3;
gT5(:,ParticipantIter) = T5;
gT6(:,ParticipantIter) = T6;
gT7(:,ParticipantIter) = T7;
gT8(:,ParticipantIter) = T8;
gT9(:,ParticipantIter) = T9;

gH1(:,ParticipantIter) = H1;
gH3(:,ParticipantIter) = H3;
gH5(:,ParticipantIter) = H5;
gH6(:,ParticipantIter) = H6;
gH7(:,ParticipantIter) = H7;
gH8(:,ParticipantIter) = H8;
gH9(:,ParticipantIter) = H9;

gTH3(:,ParticipantIter) = TH3;
gTH5(:,ParticipantIter) = TH5;
gTH8(:,ParticipantIter) = TH8;
gTH9(:,ParticipantIter) = TH9;

gHM1(:,ParticipantIter) = HM1;
gHM2(:,ParticipantIter) = HM2;
gHM3(:,ParticipantIter) = HM3;
gHM4(:,ParticipantIter) = HM4;

gTHM1(:,ParticipantIter) = THM1;
gTHM2(:,ParticipantIter) = THM2;
gTHM3(:,ParticipantIter) = THM3;
gTHM4(:,ParticipantIter) = THM4;

gK1(:,ParticipantIter) = K1;
gK2(:,ParticipantIter) = K2;
gK3(:,ParticipantIter) = K3;
gK5(:,ParticipantIter) = K5;
gK6(:,ParticipantIter) = K6;
gK7(:,ParticipantIter) = K7;
gK8(:,ParticipantIter) = K8;
gK9(:,ParticipantIter) = K9;

gTK2(:,ParticipantIter) = TK2;
gTK3(:,ParticipantIter) = TK3;
gTK5(:,ParticipantIter) = TK5;
gTK8(:,ParticipantIter) = TK8;
gTK9(:,ParticipantIter) = TK9;
```

```

gKM1(:,ParticipantIter) = KM1;
gKM2(:,ParticipantIter) = KM2;
gKM3(:,ParticipantIter) = KM3;
gKM5(:,ParticipantIter) = KM5;
gKM6(:,ParticipantIter) = KM6;

gTKM1(:,ParticipantIter) = TKM1;
gTKM2(:,ParticipantIter) = TKM2;
gTKM3(:,ParticipantIter) = TKM3;
gTKM5(:,ParticipantIter) = TKM5;
gTKM6(:,ParticipantIter) = TKM6;

gA1(:,ParticipantIter) = A1;
gA2(:,ParticipantIter) = A2;
gA3(:,ParticipantIter) = A3;
gA5(:,ParticipantIter) = A5;
gA6(:,ParticipantIter) = A6;
gA7(:,ParticipantIter) = A7;
gA8(:,ParticipantIter) = A8;
gA9(:,ParticipantIter) = A9;

gTA2(:,ParticipantIter) = TA2;
gTA3(:,ParticipantIter) = TA3;
gTA5(:,ParticipantIter) = TA5;
gTA8(:,ParticipantIter) = TA8;
gTA9(:,ParticipantIter) = TA9;

gAM1(:,ParticipantIter) = AM1;
gAM2(:,ParticipantIter) = AM2;
gAM3(:,ParticipantIter) = AM3;
gAM4(:,ParticipantIter) = AM4;

gTAM1(:,ParticipantIter) = TAM1;
gTAM2(:,ParticipantIter) = TAM2;
gTAM3(:,ParticipantIter) = TAM3;
gTAM4(:,ParticipantIter) = TAM4;

GmPelvis = mean(GmeanPelvis);
GmThorax = mean(GmeanThorax);
GmSpine = mean(GmeanSpine);
%-----
% NEXT Participant
%-----
choice = questdlg('Do you want to proceed with the next subject?');

if strcmp(choice,'Yes')== 1;
    DataOk = 1;
else
    disp(strcat('Skript was stopped after ',num2str(ParticipantIter), ' subjects'));
    DataOk = 2;
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%END Participant Loop%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
end
h = findobj('Type','figure'); %close all open figures
close(h);

%-----
% Write Data to *.csv File
%-----
cd('C:\Users\Brian\Dropbox\MATLAB');

SaveChoice = questdlg('Do you want to save the MEAN File as *.csv?');

if strcmp(SaveChoice,'Yes')== 1;
    MEAN_Parameter_Array =
transpose(padcat(GmeanCadence,GmeanWalking_Speed,GmeanStride_Time,GmeanStride_Length,...
    GmeanStep_Length,GmeanStep_Time,GmeanFoot_Off,...
    gF1,gF2,gF3,gF5,gF6,gF7,gF8,gF9,...
    GmThorax,GmSpine,GmPelvis,...
    gH1,gH3,gH5,gH6,gK1,gK2,gK3,gK5,gK6,gA1,gA2,gA3,gA5,gA6,gHM1,gHM2,...
    gKM1,gKM2,gKM3,gAM1,gAM2,...
    gH7,gH8,gH9,gK7,gK8,gK9,...
    gHM3,gHM4,gKM5,gKM6,...

```

```
Gemg_IC_VastusMed,Gemg_LR_VastusMed,Gemg_MS_VastusMed,Gemg_TS_VastusMed,Gemg_PS_VastusMed,...
Gemg_IC_VastusLat,Gemg_LR_VastusLat,Gemg_MS_VastusLat,Gemg_TS_VastusLat,Gemg_PS_VastusLat,...
Gemg_IC_BicepsFem,Gemg_LR_BicepsFem,Gemg_MS_BicepsFem,Gemg_TS_BicepsFem,Gemg_PS_BicepsFem,...
Gemg_IC_TibAnt,Gemg_LR_TibAnt,Gemg_MS_TibAnt,Gemg_TS_TibAnt,Gemg_PS_TibAnt,...
Gemg_IC_GlutaesusMax,Gemg_LR_GlutaesusMax,Gemg_MS_GlutaesusMax,Gemg_TS_GlutaesusMax,Gemg_PS_GlutaesusMax,...
Gemg_IC_GastrocMed,Gemg_LR_GastrocMed,Gemg_MS_GastrocMed,Gemg_TS_GastrocMed,Gemg_PS_GastrocMed,...
Gemg_IC_PLongus,Gemg_LR_PLongus,Gemg_MS_PLongus,Gemg_TS_PLongus,Gemg_PS_PLongus));

prompt = {'Please specify Filename'};
dlg_title = 'Input for file allocation';
num_lines = 1;
def = {'?'};
NameOfFile = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
saveName = strcat(NameOfFile{1},' .csv');

MEANdataArrayNames =
{'meanGEMGdata','SDemg','meanGRFdata','SDgrf','meanAngleSdata','SDAngleSdata',...
'meanMomSdata','SDMomSdata','meanAngleFdata','SDAngleFdata','meanMomFdata','SDMomFdata'};
for q = 1:12;

    save(strcat(NameOfFile{1,1},MEANdataArrayNames{1,q}),MEANdataArrayNames{1,q})
end
%save array as *.csv
dlmwrite(saveName,MEAN_Parameter_Array);
end

%-----
disp(strcat('XXX - Skript was stopped after ',num2str(ParticipantIter), ' subjects - XXX'));
disp('XXX - THE END of all ANALYSES - XXX');
```

```

DataImport M-File:
% Iteration c3d Server
%-----
IterationServer = Iteration;
%-----
% Start c3d Server
%-----
for i = 1:IterationServer;

if strcmp(pwd,PathName) == 1;
else
    cd(PathName);
end

FileName = c3dserver;

openC3d(FileName,2,char(File{1,i}));

AllKinematicsGRF = get3dtargets(FileName);

%-----
% Get Analyses Data
%-----
fid=fopen(FileANALYSES{1,i},'rt');
Analysesdata=fscanf(fid,'%c');
fclose(fid);

Tc = strfind(Analysesdata, 'Cadence');
Cadence(1,i) = str2double(Analysesdata((Tc+8):(Tc+16)));

Tws = strfind(Analysesdata, 'Walking Speed');
Walking_Speed(1,i) = str2double(Analysesdata((Tws+14):(Tws+22)));

Tfo = strfind(Analysesdata, 'Foot Off');
Foot_Off(1,i) = str2double(Analysesdata((Tfo+9):(Tfo+18)));

Tsl = strfind(Analysesdata, 'Stride Length');
Stride_Length(1,i) = str2double(Analysesdata((Tsl+14):(Tsl+22)));

Tst = strfind(Analysesdata, 'Stride Time');
Stride_Time(1,i) = str2double(Analysesdata((Tst+12):(Tst+20)));

Tsti = strfind(Analysesdata, 'Step Time');
Step_Time(1,i) = str2double(Analysesdata((Tsti+10):(Tsti+18)));

Ofc = strfind(Analysesdata, 'Opposite Foot Contact');
O_Foot_Contact(1,i) = str2double(Analysesdata((Ofc+21):(Ofc+29)));

SL = strfind(Analysesdata, 'Step Length');
Step_Length(1,i) = str2double(Analysesdata((SL+11):(SL+19)));

%-----
% Eventdetection with c3d File
%-----
FileEvents = File;
keyDyn = getEvents(char(FileEvents{1,i}), 2);

cd('C:\Users\Brian\Dropbox\MATLAB')

% Check if Foot Contact is IC TO IC and if Left or Right Foot Contact
%-----

TestIC1 = strcmp(keyDyn.event.txt{1,1},'rFS');
TestT01 = strcmp(keyDyn.event.txt{1,2},'rFO');
TestIC2 = strcmp(keyDyn.event.txt{1,3},'rFS');

if TestIC1 == 1 && TestT01 == 1 && TestIC2 == 1;

    SwitchV = 1;

    VFrameRate = GetVideoFrameRate(FileName);
    FrameSTART = FileName.GetVideoFrame(0);
    FrameEND = FileName.GetVideoFrame(1);

```

```

IC1 = round(((keyDyn.event.times(1,1) - (FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;
IC2 = round(((keyDyn.event.times(1,3) - (FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;
TO = round(((keyDyn.event.times(1,2) - (FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;

Eon = IC1;
Eoff = IC2;
EoffGRF = TO;

FrameLengthGRF(i,1) = (abs(EoffGRF-Eon));
FrameLengthMotion(i,1) = (abs(Eoff-Eon));

else

    SwitchV = 2;
    Test_rFS = strcmp(keyDyn.event.txt{1,1}, 'rFS');
    Test_lFS = strcmp(keyDyn.event.txt{1,2}, 'lFS');
    Test_rFO = strcmp(keyDyn.event.txt{1,3}, 'rFO');
    Test_rFS2 = strcmp(keyDyn.event.txt{1,4}, 'rFS');

    if Test_rFS == 1 && Test_lFS == 1 && Test_rFO == 1 && Test_rFS2 == 1;

        VFrameRate = GetVideoFrameRate(FileName);
        FrameSTART = FileName.GetVideoFrame(0);
        FrameEND = FileName.GetVideoFrame(1);

        IC1 = round(((keyDyn.event.times(1,1) -
(FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;
        IC2 = round(((keyDyn.event.times(1,4) -
(FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;
        TO = round(((keyDyn.event.times(1,3) -
(FrameSTART*(1/VFrameRate)))*VFrameRate))+2;

        Eon = IC1;
        Eoff = IC2;
        EoffGRF = TO;

        FrameLengthGRF(i,1) = (abs(EoffGRF-Eon));
        FrameLengthMotion(i,1) = (abs(Eoff-Eon));
    else
        fprintf('Wrong Events in File.\n');
        return
    end
end

end

%-----
% Get Force Plate Data (in Video Samplingrate!)
%-----

GRF = AllKinematicsGRF.RGroundReactionForce;

Fx = AllKinematicsGRF.RNormalisedGRF(:,1);
Fy = AllKinematicsGRF.RNormalisedGRF(:,2);
Fz = AllKinematicsGRF.RNormalisedGRF(:,3);

Fz = double(Fz);
Fx = double(Fx);
Fy = double(Fy);

%-----
% Write all Data to "All FZ FX FY - File"
%-----
AllFz(1:1+(FrameLengthGRF(i,1)),i) = Fz((Eon):(EoffGRF),1);
AllFx(1:1+(FrameLengthGRF(i,1)),i) = Fx((Eon):(EoffGRF),1);
AllFy(1:1+(FrameLengthGRF(i,1)),i) = Fy((Eon):(EoffGRF),1);

NAN=isnan(AllFz);
AllFz(NAN)=0;

NAN=isnan(AllFx);
AllFx(NAN)=0;

NAN=isnan(AllFy);
AllFy(NAN)=0;
%-----

```

```

% Get Kinematics Sagittal
%-----
testsize=size(AllKinematicsGRF.RKneeAngles(:,1));
TestRKnee(1:testsize,i) = double(AllKinematicsGRF.RKneeAngles(:,1));
RHip = double(AllKinematicsGRF.RHipAngles(:,1));
RKnee = double(AllKinematicsGRF.RKneeAngles(:,1));
RAnkle = double(AllKinematicsGRF.RAnkleAngles(:,1));

RPelvis = double(AllKinematicsGRF.RPelvisAngles(:,1));      %anterior tilt
RThorax = double(AllKinematicsGRF.RThoraxAngles(:,1));     %forward thorax tilt Global
RSpine = double(AllKinematicsGRF.RSpineAngles(:,1));       %forward thorax tilt Local
(Pelvis)

%-----
% Write all Data to "All Hip Knee Ankle Kinematics Sagittal - File"
%-----
AllRHip_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RHip((Eon):(Eoff),1);
AllRKnee_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RKnee((Eon):(Eoff),1);
AllAnkle_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RAnkle((Eon):(Eoff),1);

AllPelvis_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RPelvis((Eon):(Eoff),1);
AllThorax_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RThorax((Eon):(Eoff),1);
AllSpine_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RSpine((Eon):(Eoff),1);
%-----
% Get Kinematics Frontal
%-----

RHipf = double(AllKinematicsGRF.RHipAngles(:,2));
RKneef = double(AllKinematicsGRF.RKneeAngles(:,2));
RAnklef = double(AllKinematicsGRF.RAnkleAngles(:,2));

%-----
% Write all Data to "All Hip Knee Ankle Kinematics Frontal - File"
%-----
AllRHip_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RHipf((Eon):(Eoff),1);
AllRKnee_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RKneef((Eon):(Eoff),1);
AllAnkle_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RAnklef((Eon):(Eoff),1);

%-----
% Get Kinetics Sagittal
%-----

RHipMOM = (double(AllKinematicsGRF.RHipMoment(:,1)));
RKneeMOM = (double(AllKinematicsGRF.RKneeMoment(:,1)));
RAnkleMOM = (double(AllKinematicsGRF.RAnkleMoment(:,1)));

%-----
% Write all Data to "All Hip Knee Ankle Moments Sagittal - File"
%-----
AllRHipMom_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RHipMOM((Eon):(Eoff),1);
AllRKneeMom_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RKneeMOM((Eon):(Eoff),1);
AllAnkleMom_sag(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RAnkleMOM((Eon):(Eoff),1);

%-----
% Get Kinetics Frontal
%-----

RHipMOMf = (double(AllKinematicsGRF.RHipMoment(:,2)));
RKneeMOMf = (double(AllKinematicsGRF.RKneeMoment(:,2)));
RAnkleMOMf = (double(AllKinematicsGRF.RAnkleMoment(:,2)));

%-----
% Write all Data to "All Hip Knee Ankle Moments Frontal - File"
%-----
AllRHipMom_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RHipMOMf((Eon):(Eoff),1);
AllRKneeMom_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RKneeMOMf((Eon):(Eoff),1);
AllAnkleMom_fro(1:1+(FrameLengthMotion(i,1)),i) = RAnkleMOMf((Eon):(Eoff),1);

%-----
% Get EMG Data
%-----
cd(PathName);
[EMGheader, EMGsignals] = loademg3(char(FileEMG{1,i}));

```

```

%-----
% Get EMG SignalNames and Check order
%-----
for j = 1 : 7;
SignalNames{j,1}=EMGheader.ChannelInfo(1,j).Label;
end
if strcmp(SignalNames{1,1},'GlutaeusMax') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{2,1},'BicepsFem') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{3,1},'GastrocMed') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{4,1},'VastusLat') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{5,1},'VastusMed') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{6,1},'TibAnt') == 1 && ...
    strcmp(SignalNames{7,1},'PeroneusLongus') == 1;
else
    fprintf('Wrong EMG Signals or wrong order!\n');
    return
end

%-----
% Get EMG Events
%-----
if SwitchV == 2;

emgIC1 = keyDyn.event.Aframes(1,1);
emgTO1 = keyDyn.event.Aframes(3,1);
emgIC2 = keyDyn.event.Aframes(4,1);

emgEon = emgIC1; % emg Event on
emgEoff = emgIC2; % emg Event off

FrameLengthEMG(i,1) = emgEoff-emgEon;

else

emgIC1 = keyDyn.event.Aframes(1,1);
emgTO1 = keyDyn.event.Aframes(2,1);
emgIC2 = keyDyn.event.Aframes(3,1);

emgEon = emgIC1; % emg Event on
emgEoff = emgIC2; % emg Event off

FrameLengthEMG(i,1) = emgEoff-emgEon;
end

%-----
% Write to AllEMGData File
%Convert to /muV
%-----
cf = 1000000; %conversionfactor
SIG_GlutaeusMax = (EMGsignals(1,:))*cf;
SIG_BicepsFem = (EMGsignals(2,:))*cf;
SIG_GastrocMed = (EMGsignals(3,:))*cf;
SIG_VastusLat = (EMGsignals(4,:))*cf;
SIG_VastusMed = (EMGsignals(5,:))*cf;
SIG_TibAnt = (EMGsignals(6,:))*cf;
SIG_PLongus = (EMGsignals(7,:))*cf;

All_GlutaeusMax(1:10000,i) = transpose(SIG_GlutaeusMax);
All_BicepsFem(1:10000,i) = transpose(SIG_BicepsFem);
All_GastrocMed(1:10000,i) = transpose(SIG_GastrocMed);
All_VastusLat(1:10000,i) = transpose(SIG_VastusLat);
All_VastusMed(1:10000,i) = transpose(SIG_VastusMed);
All_TibAnt(1:10000,i) = transpose(SIG_TibAnt);
All_PLongus(1:10000,i) = transpose(SIG_PLongus);

%-----
% Process EMG Data STEP1: Bandpassfilter
%-----
Fel=1000; %Sampling Frequency EMG
fn=Fel/2; %Nyquist frequency
Nl=4; %Filter Order
LowF = 20; %Hz Lowpass
HighF = 499; %Hz Highpass
LowHigh = [LowF HighF];
[B1,A1]= butter(Nl,LowHigh/fn); %filter parameter

FAll_GlutaeusMax(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_GlutaeusMax(1:10000,i)));

```

```

Fall_BicepsFem(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_BicepsFem(1:10000,i)));
Fall_GastrocMed(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_GastrocMed(1:10000,i)));
Fall_VastusLat(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_VastusLat(1:10000,i)));
Fall_VastusMed(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_VastusMed(1:10000,i)));
Fall_TibAnt(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_TibAnt(1:10000,i)));
Fall_PLongus(1:10000,i) = filtfilt(B1,A1,(All_PLongus(1:10000,i)));

%-----
% Process EMG Data STEP2: Full wave rectify
%-----
FrAll_GlutaemusMax = abs(Fall_GlutaemusMax);
FrAll_BicepsFem = abs(Fall_BicepsFem);
FrAll_GastrocMed = abs(Fall_GastrocMed);
FrAll_VastusLat = abs(Fall_VastusLat);
FrAll_VastusMed = abs(Fall_VastusMed);
FrAll_TibAnt = abs(Fall_TibAnt);
FrAll_PLongus = abs(Fall_PLongus);

%-----
% Process EMG Data STEP3: Low pass filter for linear envelope
%-----
Fe2=1000; %Sampling Frequency EMG
Fc2=10; %Cut-Off frequency
N2=4; %Filter Order
[B2,A2]=butter(N2,Fc2*2/Fe2,'low'); %filter parameter

PrAll_GlutaemusMax(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_GlutaemusMax(1:10000,i)));
PrAll_BicepsFem(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_BicepsFem(1:10000,i)));
PrAll_GastrocMed(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_GastrocMed(1:10000,i)));
PrAll_VastusLat(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_VastusLat(1:10000,i)));
PrAll_VastusMed(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_VastusMed(1:10000,i)));
PrAll_TibAnt(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_TibAnt(1:10000,i)));
PrAll_PLongus(1:10000,i) = filtfilt(B2,A2,(FrAll_PLongus(1:10000,i)));

%-----
% Cut EMG Data to Eventsize
%-----
ProAll_GlutaemusMax(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_GlutaemusMax(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_BicepsFem(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_BicepsFem(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_GastrocMed(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_GastrocMed(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_VastusLat(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_VastusLat(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_VastusMed(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_VastusMed(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_TibAnt(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_TibAnt(emgEon:emgEoff,i));
ProAll_PLongus(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = (PrAll_PLongus(emgEon:emgEoff,i));

%Roh Data EMG
RAll_GlutaemusMax(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_GlutaemusMax(emgEon:emgEoff));
RAll_BicepsFem(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_BicepsFem(emgEon:emgEoff));
RAll_GastrocMed(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_GastrocMed(emgEon:emgEoff));
RAll_VastusLat(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_VastusLat(emgEon:emgEoff));
RAll_VastusMed(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_VastusMed(emgEon:emgEoff));
RAll_TibAnt(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_TibAnt(emgEon:emgEoff));
RAll_PLongus(1:(FrameLengthEMG(i,1)+1),i) = transpose(SIG_PLongus(emgEon:emgEoff));
end

disp('XXX End of Data Import XXX');

```

DataResample M-File:

```

%-----
% Resample Data
%-----

for i = 1:IterationServer
DSRGRF = 100; %desired sampling rate GRF
DSRmotionData = 100; %desired sampling rate motion data
%-----
% Fz Fx Fy
%-----
resampledFz(1:DSRGRF,i) = (abs(interpft(AllFz(1:FrameLengthGRF(i,1)+1,i),DSRGRF)));
resampledFx(1:DSRGRF,i) = ((interpft(AllFx(1:FrameLengthGRF(i,1)+1,i),DSRGRF)));
resampledFy(1:DSRGRF,i) = ((interpft(AllFy(1:FrameLengthGRF(i,1)+1,i),DSRGRF)));

%-----
% Kinematics Sagittal
%-----
resampledRHip_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRHip_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRKnee_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRKnee_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRAnkle_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllAnkle_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));

resampledRPelvis_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllPelvis_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRThorax_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllThorax_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRSpine_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllSpine_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));

%-----
% Kinetics Sagittal
%-----
resampledRHipMom_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRHipMom_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRKneeMom_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRKneeMom_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRAnkleMom_sag(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllAnkleMom_sag(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));

%-----
% Kinematics Frontal
%-----
resampledRHip_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRHip_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRKnee_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRKnee_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRAnkle_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllAnkle_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));

%-----
% Kinetics Frontal
%-----
resampledRHipMom_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRHipMom_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRKneeMom_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllRKneeMom_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));
resampledRAnkleMom_fro(1:DSRmotionData,i) =
((interpft(AllAnkleMom_fro(1:FrameLengthMotion(i,1)+1,i),DSRmotionData)));

%-----
% EMG Data
%-----
DSemg = 100; %Desired sampling rate

resampledGlutaeusMax(1:DSemg,i) =
interpft(ProAll_GlutaeusMax(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledBicepsFem(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_BicepsFem(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledGastrocMed(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_GastrocMed(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledVastusLat(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_VastusLat(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledVastusMed(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_VastusMed(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledTibAnt(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_TibAnt(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);
resampledPLongus(1:DSemg,i) = interpft(ProAll_PLongus(1:FrameLengthEMG(i,1),i),DSemg);

```

```

%-----
% EMG Data Roh
%-----
RohAll_GlutaesusMax(1:Dsemg,i+1) =
abs(interpft(RAll_GlutaesusMax(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_BicepsFem(1:Dsemg,i+1) = abs(interpft(RAll_BicepsFem(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_GastrocMed(1:Dsemg,i+1) =
abs(interpft(RAll_GastrocMed(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_VastusLat(1:Dsemg,i+1) = abs(interpft(RAll_VastusLat(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_VastusMed(1:Dsemg,i+1) = abs(interpft(RAll_VastusMed(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_TibAnt(1:Dsemg,i+1) = abs(interpft(RAll_TibAnt(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
RohAll_PLongus(1:Dsemg,i+1) = abs(interpft(RAll_PLongus(1:FrameLengthEMG(i,1),i),Dsemg));
end

```

DataAnalyses M-File:

```

%-----
% Motion Data: Calculate MEAN & SD for Graphs and Analyses, convert from "mm" to "m" and
Normalize
% to BW
% EMG: Calculate MEAN & SD for Graphs and Analyses
% Time-Distance Parameters: Calculate mean
%-----

prompt = {'Please specify Bodyweight of participant'};
dlg_title = 'Input for file allocation';
num_lines = 1;
def = {'?'};
BWcell = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
BW = cell2mat(BWcell);
NormFactor = (str2double(BW))/100; % ev. include * Hight
%-----

%Time Distance Parameters
meanCadence = mean(Cadence);
meanWalking_Speed = mean(Walking_Speed);
meanFoot_Off = mean(Foot_Off);
meanStride_Length = mean(Stride_Length);
meanStride_Time = mean(Stride_Time);
meanStep_Time = mean(Step_Time);
meanO_Foot_Contact = mean(O_Foot_Contact);
meanStep_Length = mean(Step_Length);

% GRF
MeanFz = (nanmean(resampledFz,2));
MeanFx = (nanmean(resampledFx,2));
MeanFy = (nanmean(resampledFy,2));

SDFz = std(resampledFz,0,2);
SDFx = std(resampledFx,0,2);
SDFy = std(resampledFy,0,2);

% Kinematics Sagittal
MeanHIPS = (nanmean(resampledRHip_sag,2));
MeanKNEES = (nanmean(resampledRKnee_sag,2));
MeanANKLES = (nanmean(resampledRAnkle_sag,2));

MeanPelvis = (nanmean(resampledRPelvis_sag,2));
MeanThorax = (nanmean(resampledRThorax_sag,2));
MeanSpine = (nanmean(resampledRSpine_sag,2));

SDHIPS = (std(resampledRHip_sag,0,2));
SDKNEES = (std(resampledRKnee_sag,0,2));
SDANKLES = (std(resampledRAnkle_sag,0,2));

SDPelvis = (std(resampledRPelvis_sag,0,2));
SDThorax = (std(resampledRThorax_sag,0,2));
SDSpine = (std(resampledRSpine_sag,0,2));

% Kinetics Sagittal
MeanHIPMomS = (((nanmean(resampledRHipMom_sag,2))/NormFactor)/1000);
MeanKNEEMomS = (((nanmean(resampledRKneeMom_sag,2))/NormFactor)/1000);
MeanANKLEMomS = (((nanmean(resampledRAnkleMom_sag,2))/NormFactor)/1000);

SDHIPMomS = (((std(resampledRHipMom_sag,0,2))/NormFactor)/1000);

```

```

SDKNEEMomS = (((std(resampledRKneeMom_sag,0,2))/NormFactor)/1000);
SDANKLEMomS = (((std(resampledRAnkleMom_sag,0,2))/NormFactor)/1000);

% Kinematics Frontal
MeanHIPf = (nanmean(resampledRHip_fro,2));
MeanKNEEf = (nanmean(resampledRKnee_fro,2));
MeanANKLEf = (nanmean(resampledRAnkle_fro,2));

SDHIPf = (std(resampledRHip_fro,0,2));
SDKNEEf = (std(resampledRKnee_fro,0,2));
SDANKLEf = (std(resampledRAnkle_fro,0,2));

% Kinetics Frontal
MeanHIPMomF = (((nanmean(resampledRHipMom_fro,2))/NormFactor)/1000);
MeanKNEEMomF = (((nanmean(resampledRKneeMom_fro,2))/NormFactor)/1000);
MeanANKLEMomF = (((nanmean(resampledRAnkleMom_fro,2))/NormFactor)/1000);

SDHIPMomF = (((std(resampledRHipMom_fro,0,2))/NormFactor)/1000);
SDKNEEMomF = (((std(resampledRKneeMom_fro,0,2))/NormFactor)/1000);
SDANKLEMomF = (((std(resampledRAnkleMom_fro,0,2))/NormFactor)/1000);

% EMG Data
RF_GlutaesusMax = (mean(resampledGlutaesusMax,2));
RF_BicepsFem = (mean(resampledBicepsFem,2));
RF_GastrocMed = (mean(resampledGastrocMed,2));
RF_VastusLat = (mean(resampledVastusLat,2));
RF_VastusMed = (mean(resampledVastusMed,2));
RF_TibAnt = (mean(resampledTibAnt,2));
RF_PLongus = (mean(resampledPLongus,2));

SDRF_GlutaesusMax = std(resampledGlutaesusMax,0,2);
SDRF_BicepsFem = std(resampledBicepsFem,0,2);
SDRF_GastrocMed = std(resampledGastrocMed,0,2);
SDRF_VastusLat = std(resampledVastusLat,0,2);
SDRF_VastusMed = std(resampledVastusMed,0,2);
SDRF_TibAnt = std(resampledTibAnt,0,2);
SDRF_PLongus = std(resampledPLongus,0,2);

%EMG Roh
Roh_GlutaesusMax = (mean(RohAll_GlutaesusMax,2));
Roh_BicepsFem = (mean(RohAll_BicepsFem,2));
Roh_GastrocMed = (mean(RohAll_GastrocMed,2));
Roh_VastusLat = (mean(RohAll_VastusLat,2));
Roh_VastusMed = (mean(RohAll_VastusMed,2));
Roh_TibAnt = (mean(RohAll_TibAnt,2));
Roh_PLongus = (mean(RohAll_PLongus,2));

%-----
% ANALYSES of Data
%-----
%EVENTS:
ToeOff = round(mean(Foot_Off));

%% GRF -Data %%

% Fz1 & Fz3
[Fz1y,Fz1x] = findpeaks(MeanFz(1:50),'SORTSTR','descend');
Fz1x = Fz1x(1,1); %Time max.
vertical GRF loading response
Fz1y = Fz1y(1,1); %Max. vertical
GRF loading response

[Fz3y,Fz3x] = findpeaks(MeanFz(50:100),'SORTSTR','descend');
Fz3y = Fz3y(1,1); %Max. vertical
GRF terminal stance
Fz3x = Fz3x(1,1) + 49; %Time max.
vertical GRF terminal stance

% Fz2
[Fz2y,Fz2x] = findpeaks(-1*MeanFz(Fz1x:Fz3x));
Fz2y = abs(Fz2y); %Min. vertical
GRF mid stance
Fz2x = Fz2x+Fz1x-1; %Time min.
vertical GRF mid stance

```

```

% Fx
[F6y,F6x] = max(MeanFx); %Max. ant-post
GRF terminal stance & Time
[F5y,F5x] = min(MeanFx); %Min. ant-post
GRF terminal stance & Time

% Fy
[F7,T7] = min(MeanFy(1:0.5*DSRmotionData)); %Min. med-lat
GRF force loading response & Time
[F8,T8] = max(MeanFy(1:50)); %Max. med-lat
GRF mid stance & Time
[F9d,T9d] = findpeaks(MeanFy(50:100),'SORTSTR','descend');
T9 = T9d(1,1) + 49; %Time max. med-
lat GRF terminal stance
F9 = F9d(1,1); %Max. med-lat
GRF terminal stance

%% Kinematics - Sagittal %%

[H3y,H3x] = min(MeanHIPS); %Max. ext. in
stance phase & Time
[H5y,H5x] = findpeaks(MeanHIPS(H3x:100,1),'npeaks',1); %Max. flex. in
swing phase
%H5x = H5x + H3x-1; %Time max.
flex. in swing phase
[H5y,H5x] = max(MeanHIPS(H3x:100));
H5x = H5x + H3x-1;
%-----
%if size(H5y) == 0;
% [H5y,H5x] = max(MeanHIPS(H3x:100));
% H5x = H5x + H3x-1;
%else
%end
%-----

[K2K5y,K2K5x] = findpeaks(MeanKNEEs); %Max. flex
loading response
[K2K5,PK3] = peakdet(MeanKNEEs, 0.5); %Max. ext. in
stance phase & Time

[dummy,A2A5] = peakdet(MeanANKLEs, 0.5); %Max. plant.
flex. loading response & Time

[A3y,A3xd] = max(MeanANKLEs(31:ToeOff)); %Max. dors. ext in stance phase & Time
A3x = A3xd + 30;
[A5y,A5x] = min(MeanANKLEs); %Max. plant.
flex in swing phase & Time

%% Kinematics - Frontal %%

[H8y,H8x] = max(MeanHIPf); %Max. add. in
stance phase & Time
[H9y,H9x] = min(MeanHIPf); %Max. abd. in
swing phase & Time

[K8y,K8x] = max(MeanKNEEf); %Max. Add.
during gait cycle & Time
[K9y,K9x] = min(MeanKNEEf); %Max. Abd.
during gait cycle & Time

[A8y,A8x] = min(MeanANKLEf); %Max Abd. during
gait cycle & Time
[A9y,A9x] = max(MeanANKLEf); %Max Add. during
gait cycle & Time

%% Kinetics - Sagittal %%

[HM2y,HM2x] = min(MeanHIPMomS); %Max. ext. hip
moment & Time
[HM1y,HM1x] = max(MeanHIPMomS(1:ToeOff)); %Max. flex. hip
moment & Time

```

```

[KM1y,KM1x] = min(MeanKNEEMomS(1:20)); %First max. ext.
moment knee & Time
[KM2y,KM2x] = max(MeanKNEEMomS(1:ToeOff)); %Max. flex.
moment during stance & Time
[maxKM3y,minKM3xy] = peakdet(MeanKNEEMomS(KM2x:ToeOff),0.4);

%-----
if size(minKM3xy) == 0;
    [maxKM3y,minKM3xy] = peakdet(MeanKNEEMomS(KM2x:ToeOff),0.3);
else
end
%-----
KM3x = minKM3xy(1,1) + KM2x -1; %Second max.
ext. moment during stance
KM3y = minKM3xy(1,2); %Time second
max. ext. moment during stance

[AM1y,AM1x] = min(MeanANKLEMomS(1:30)); %Max. plant.
flex. moment & Time
[AM2y,AM2x] = max(MeanANKLEMomS); %Max. dors.
ext. moment & Time

%% Kinetics - Frontal %%
[AM3y,AM3x] = min(MeanANKLEMomF); %Max. abd.
moment ankle & Time
[AM4y,AM4x] = max(MeanANKLEMomF); %Max. add.
moment ankle & Time

[HM3y,HM3x] = findpeaks(MeanHIPMomF(1:40),'SORTSTR','descend'); %First max. add.
moment hip & Time
[HM4y,HM4xd] = findpeaks(MeanHIPMomF(HM3x(1,1)+10:ToeOff),'SORTSTR','descend'); %Second max.
add. moment hip
HM4x = HM4xd(1,1) + HM3x(1,1) +9; %Time second
max. add. moment hip

[KM5KM6y,KM5KM6x] = findpeaks(MeanKNEEMomF(5:ToeOff),'SORTSTR','descend');
if KM5KM6x(1,1) > KM5KM6x(2,1);
    KM6y = KM5KM6y(1,1); %Second max.
add. moment knee
    KM6x = KM5KM6x(1,1)+4; %Time second
max. add. moment knee
    KM5y = KM5KM6y(2,1); %First max. add.
moment knee
    KM5x = KM5KM6x(2,1)+4; %Time first max.
add. moment knee
else
    KM6y = KM5KM6y(2,1);
    KM6x = KM5KM6x(2,1)+4;
    KM5y = KM5KM6y(1,1);
    KM5x = KM5KM6x(1,1)+4;
end

%-----
% RESULTS of Data calculated from MEAN
%-----

% Version 1 cf Götz Neumann/Perry gait terminology
emgStart = 1;
emg_IC = 2;
emg_LR = 12;
emg_MS = 31;
emg_TS = 50;
emg_PS = 62;

% Mean Activity
emg_IC_GlutaesusMax = (mean(RF_GlutaesusMax(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_BicepsFem = (mean(RF_BicepsFem(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_GastrocMed = (mean(RF_GastrocMed(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_VastusLat = (mean(RF_VastusLat(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_VastusMed = (mean(RF_VastusMed(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_TibAnt = (mean(RF_TibAnt(emgStart:emg_IC)));
emg_IC_PLongus = (mean(RF_PLongus(emgStart:emg_IC)));

emg_LR_GlutaesusMax = (mean(RF_GlutaesusMax(emgStart:emg_LR)));
emg_LR_BicepsFem = (mean(RF_BicepsFem(emgStart:emg_LR)));

```

```
emg_LR_GastrocMed = (mean(RF_GastrocMed(emgStart:emg_LR)));
emg_LR_VastusLat = (mean(RF_VastusLat(emgStart:emg_LR)));
emg_LR_VastusMed = (mean(RF_VastusMed(emgStart:emg_LR)));
emg_LR_TibAnt = (mean(RF_TibAnt(emgStart:emg_LR)));
emg_LR_PLongus = (mean(RF_PLongus(emgStart:emg_LR)));

emg_MS_GlutaesusMax = (mean(RF_GlutaesusMax(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_BicepsFem = (mean(RF_BicepsFem(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_GastrocMed = (mean(RF_GastrocMed(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_VastusLat = (mean(RF_VastusLat(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_VastusMed = (mean(RF_VastusMed(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_TibAnt = (mean(RF_TibAnt(emg_LR:emg_MS)));
emg_MS_PLongus = (mean(RF_PLongus(emg_LR:emg_MS)));

emg_TS_GlutaesusMax = (mean(RF_GlutaesusMax(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_BicepsFem = (mean(RF_BicepsFem(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_GastrocMed = (mean(RF_GastrocMed(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_VastusLat = (mean(RF_VastusLat(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_VastusMed = (mean(RF_VastusMed(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_TibAnt = (mean(RF_TibAnt(emg_MS:emg_TS)));
emg_TS_PLongus = (mean(RF_PLongus(emg_MS:emg_TS)));

emg_PS_GlutaesusMax = (mean(RF_GlutaesusMax(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_BicepsFem = (mean(RF_BicepsFem(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_GastrocMed = (mean(RF_GastrocMed(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_VastusLat = (mean(RF_VastusLat(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_VastusMed = (mean(RF_VastusMed(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_TibAnt = (mean(RF_TibAnt(emg_TS:emg_PS)));
emg_PS_PLongus = (mean(RF_PLongus(emg_TS:emg_PS)));

%-----

%RESULTS GRF (cf. Benedetti et al. 1998)
F1 = (Fz1y);
F2 = (Fz2y);
F3 = (Fz3y);
F5 = F5y;
F6 = F6y;
%F7 = siehe oben
%F8 = siehe oben
%F9 = siehe oben

T1 = Fz1x;
T2 = Fz2x;
T3 = Fz3x;
T5 = F5x;
T6 = F6x;
%T7 = siehe oben
%T8 = siehe oben
%T9 = siehe oben

%RESULTS HIP Kinematics(cf. Benedetti et al. 1998)
H1 = MeanHIPs(1,1);
H3 = H3y;
H5 = H5y(1,1);
H6 = abs(max(MeanHIPs)-min(MeanHIPs));
H7 = abs(H8y)-abs(H9y);
H8 = H8y;
H9 = H9y;

TH3 = H3x;
TH5 = H5x(1,1);
TH8 = H8x;
TH9 = H9x;

%RESULTS HIP Kinetics(cf. Benedetti et al. 1998)
HM1 = HM1y;
HM2 = HM2y;
HM3 = HM3y(1,1);
HM4 = HM4y(1,1);

THM1 = HM1x;
THM2 = HM2x;
THM3 = HM3x(1,1);
```

```
THM4 = HM4x;

%RESULTS KNEE Kinematics(cf. Benedetti et al. 1998)
K1 = MeanKNEEs(1,1);
K2 = K2K5y(1,1);
K3 = PK3(1,2);
K5 = K2K5y(2,1);
K6 = abs(max(MeanKNEEs)-min(MeanKNEEs));
K7 = abs(max(MeanKNEEf)-min(MeanKNEEf));
K8 = K8y;
K9 = K9y;

TK2 = K2K5x(1,1);
TK3 = PK3(1,1);
TK5 = K2K5x(2,1);
TK8 = K8x;
TK9 = K9x;

%RESULTS KNEE Kinetics(cf. Benedetti et al. 1998)
KM1 = KM1y;
KM2 = KM2y;
KM3 = KM3y;
KM5 = KM5y;
KM6 = KM6y;

TKM1 = KM1x;
TKM2 = KM2x;
TKM3 = KM3x;
TKM5 = KM5x;
TKM6 = KM6x;

%RESULTS ANKLE Kinematics(cf. Benedetti et al. 1998)
A1 = MeanANKLEs(1,1);
A2 = A2A5(1,2);
A3 = A3y;
A5 = A5y;
A6 = abs(max(MeanANKLEs)-min(MeanANKLEs));
A7 = abs(max(MeanANKLEf)-min(MeanANKLEf));
A8 = A8y;
A9 = A9y;

TA2 = A2A5(1,1);
TA3 = A3x;
TA5 = A5x;
TA8 = A8x;
TA9 = A9x;

%RESULTS ANKLE Kinetics(cf. Benedetti et al. 1998)
AM1 = AM1y;
AM2 = AM2y;
AM3 = AM3y;
AM4 = AM4y;

TAM1 = AM1x;
TAM2 = AM2x;
TAM3 = AM3x;
TAM4 = AM4x;

disp('XXX End OF DataAnalyses XXX')

peakdet.m
function [maxtab, mintab]=peakdet(v, delta, x)
%PEAKDET Detect peaks in a vector
% [MAXTAB, MINTAB] = PEAKDET(V, DELTA) finds the local
% maxima and minima ("peaks") in the vector V.
% MAXTAB and MINTAB consists of two columns. Column 1
% contains indices in V, and column 2 the found values.
%
% With [MAXTAB, MINTAB] = PEAKDET(V, DELTA, X) the indices
% in MAXTAB and MINTAB are replaced with the corresponding
% X-values.
%
```

```
%      A point is considered a maximum peak if it has the maximal
%      value, and was preceded (to the left) by a value lower by
%      DELTA.

% Eli Billauer, 3.4.05 (Explicitly not copyrighted).
% This function is released to the public domain; Any use is allowed.

maxtab = [];
mintab = [];

v = v(:); % Just in case this wasn't a proper vector

if nargin < 3
    x = (1:length(v))';
else
    x = x(:);
    if length(v)~= length(x)
        error('Input vectors v and x must have same length');
    end
end

if (length(delta(:))>1)
    error('Input argument DELTA must be a scalar');
end

if delta <= 0
    error('Input argument DELTA must be positive');
end

mn = Inf; mx = -Inf;
mnpos = NaN; mxpos = NaN;

lookformax = 1;

for i=1:length(v)
    this = v(i);
    if this > mx, mx = this; mxpos = x(i); end
    if this < mn, mn = this; mnpos = x(i); end

    if lookformax
        if this < mx-delta
            maxtab = [maxtab ; mxpos mx];
            mn = this; mnpos = x(i);
            lookformax = 0;
        end
    else
        if this > mn+delta
            mintab = [mintab ; mnpos mn];
            mx = this; mxpos = x(i);
            lookformax = 1;
        end
    end
end

fdr_bh.m
% fdr_bh() - Executes the Benjamini & Hochberg (1995) and the Benjamini &
%           Yekutieli (2001) procedure for controlling the false discovery
%           rate (FDR) of a family of hypothesis tests. FDR is the expected
%           proportion of rejected hypotheses that are mistakenly rejected
%           (i.e., the null hypothesis is actually true for those tests).
%           FDR is a somewhat less conservative/more powerful method for
%           correcting for multiple comparisons than procedures like Bonferroni
%           correction that provide strong control of the family-wise
%           error rate (i.e., the probability that one or more null
%           hypotheses are mistakenly rejected).
%
% Usage:
% >> [h, crit_p, adj_p]=fdr_bh(pvals,q,method,report);
%
% Required Input:
%   pvals - A vector or matrix (two dimensions or more) containing the
%           p-value of each individual test in a family of tests.
%
% Optional Inputs:
```

```

% q - The desired false discovery rate. (default: 0.05)
% method - ['pdep' or 'dep'] If 'pdep,' the original Benjamini & Hochberg
% FDR procedure is used, which is guaranteed to be accurate if
% the individual tests are independent or positively dependent
% (e.g., Gaussian variables that are positively correlated or
% independent). If 'dep,' the FDR procedure
% described in Benjamini & Yekutieli (2001) that is guaranteed
% to be accurate for any test dependency structure (e.g.,
% Gaussian variables with any covariance matrix) is used. 'dep'
% is always appropriate to use but is less powerful than 'pdep.'
% {default: 'pdep'}
% report - ['yes' or 'no'] If 'yes', a brief summary of FDR results are
% output to the MATLAB command line (default: 'no')
%
%
% Outputs:
% h - A binary vector or matrix of the same size as the input "pvals."
% If the ith element of h is 1, then the test that produced the
% ith p-value in pvals is significant (i.e., the null hypothesis
% of the test is rejected).
% crit_p - All uncorrected p-values less than or equal to crit_p are
% significant (i.e., their null hypotheses are rejected). If
% no p-values are significant, crit p=0.
% adj p - All adjusted p-values less than or equal to q are significant
% (i.e., their null hypotheses are rejected). Note, adjusted
% p-values can be greater than 1.
%
%
% References:
% Benjamini, Y. & Hochberg, Y. (1995) Controlling the false discovery
% rate: A practical and powerful approach to multiple testing. Journal
% of the Royal Statistical Society, Series B (Methodological). 57(1),
% 289-300.
%
% Benjamini, Y. & Yekutieli, D. (2001) The control of the false discovery
% rate in multiple testing under dependency. The Annals of Statistics.
% 29(4), 1165-1188.
%
% Example:
% [dummy p null]=ttest(randn(12,15)); %15 tests where the null hypothesis
% %is true
% [dummy p effect]=ttest(randn(12,5)+1); %5 tests where the null
% %hypothesis is false
% [h crit_p adj_p]=fdr_bh([p_null p_effect],.05,'pdep','yes');
%
%
% Author:
% David M. Groppe
% Kutaslab
% Dept. of Cognitive Science
% University of California, San Diego
% March 24, 2010
%
%
% %%%%%%%%%%% REVISION LOG %%%%%%%%%%%
%
% 5/7/2010-Added FDR adjusted p-values
%
function [h crit_p adj_p]=fdr_bh(pvals,q,method,report)

if nargin<1,
    error('You need to provide a vector or matrix of p-values.');
```

```

else
    if ~isempty(find(pvals<0,1)),
        error('Some p-values are less than 0.');
```

```

    elseif ~isempty(find(pvals>1,1)),
        error('Some p-values are greater than 1.');
```

```

    end
end

if nargin<2,
    q=.05;
end

if nargin<3,
    method='pdep';
end

```

```

end

if nargin<4,
    report='no';
end

s=size(pvals);
if (length(s)>2) || s(1)>1,
    [p_sorted, sort_ids]=sort(reshape(pvals,1,prod(s)));
else
    %p-values are already a row vector
    [p_sorted, sort_ids]=sort(pvals);
end
[dummy, unsort_ids]=sort(sort_ids); %indexes to return p_sorted to pvals order
m=length(p_sorted); %number of tests
adj_p=zeros(1,m)*NaN;

if strcmpi(method,'pdep'),
    %BH procedure for independence or positive dependence
    thresh=[1:m]*q/m;
    wtd_p=m*p_sorted./[1:m];
    %compute adjusted p-values
    for a=1:m,
        adj_p(a)=min(wtd_p(a:end));
    end
elseif strcmpi(method,'dep')
    %BH procedure for any dependency structure
    denom=m*sum(1./[1:m]);
    thresh=[1:m]*q/denom;
    wtd_p=denom*p_sorted./[1:m];
    %Note, it can produce adjusted p-values greater than 1!
    %compute adjusted p-values
    for a=1:m,
        adj_p(a)=min(wtd_p(a:end));
    end
else
    error('Argument ''method'' needs to be ''pdep'' or ''dep''.');
end
adj_p=reshape(adj_p(unsort_ids),s);

rej=p_sorted<=thresh;
max_id=find(rej,1,'last'); %find greatest significant pvalue
if isempty(max_id),
    crit_p=0;
    h=pvals*0;
else
    crit_p=p_sorted(max_id);
    h=pvals<=crit_p;
end
if strcmpi(report,'yes'),
    n_sig=sum(p_sorted<=crit_p);
    if n_sig==1,
        fprintf('Out of %d tests, %d is significant using a false discovery rate of
%f.\n',m,n_sig,q);
    else
        fprintf('Out of %d tests, %d are significant using a false discovery rate of
%f.\n',m,n_sig,q);
    end
    if strcmpi(method,'pdep'),
        fprintf('FDR procedure used is guaranteed valid for independent or positively
dependent tests.\n');
    else
        fprintf('FDR procedure used is guaranteed valid for independent or dependent
tests.\n');
    end
end
end

```

10.2 COP Daten (*.CSV Files) Datenaufbereitung und Auswertung

```

clear all
close all

% Create file for Results
prompt = {'Please specify Filename for saving Data'};
dlg_title = 'Input for file allocation';
num_lines = 1;
def = {'?'};
NameOfFile = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
strNameOfFile = NameOfFile{1};
%-----
Results = strcat(strNameOfFile,'.csv');
fid = fopen(Results, 'w');
fprintf(fid,'Name, SDml, SDap, RANGEml, RANGEap, COPv_ml, COPv_ap\n');
%-----
prompt = {'How many subjects to be analyzed?'};
dlg_title = 'Input for file allocation';
num_lines = 1;
def = {'?'};
Iteration = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
strIteration = Iteration{1};
%-----

% Import file(s) into workspace
for importRun = 1:str2num(strIteration)
test_values = zeros(1,6);

%Select file UI
[FileName,PathName] = uigetfile('*.CSV', 'Select file(s) for analyses and visualization',
'MultiSelect', 'ON');
cd(PathName);
%-----
prompt = {strcat('How many files for subject', num2str(importRun), 'were imported?')};
dlg_title = 'Input number of tests';
num_lines = 1;
def = {''};
FILE = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
strTests = FILE{1};

%-----
for proband = 1:str2num(strTests)
DELIMITER = ',';
HEADERLINES = 5;

% Import the file
COPData = importdata(FileName{1,proband}, DELIMITER, HEADERLINES);

% Create new variables in the base workspace from those fields.
for i = 1:size(COPData.colheaders, 1)
    assignin('base', genvarname(COPData.colheaders{i}), COPData.data(:,i));
end
%-----

% Get middle part of Data (the middle 15 seconds from 20, samplingrate = 1000Hz)
xCOPdata= COPData.data(2500:17500,3);
yCOPdata= COPData.data(2500:17500,4);

xyCOPData = [xCOPdata,yCOPdata];

% XY-Plot COP Sway
figure(importRun); subplot(2,2,proband); plot(xCOPdata,yCOPdata);
grid on;
xlabel('medio-lateral [mm]');
ylabel('anterior-posterior [mm]');
legend('COP sway')
axis auto

CSVx = xCOPdata;
CSVy = yCOPdata;

```

```
SDm11 = std(CSVx);
SDap1 = std(CSVy);
RANGEm11 = range(CSVx);
RANGEap1 = range(CSVy);
COPv_m11 = sum(abs(diff(CSVx)))/15;
COPv_ap1 = sum(abs(diff(CSVy)))/15;

test_values(1,1) = test_values(1,1) + std(CSVx);
test_values(1,2) = test_values(1,2) + std(CSVy);
test_values(1,3) = test_values(1,3) + range(CSVx);
test_values(1,4) = test_values(1,4) + range(CSVy);
test_values(1,5) = test_values(1,5) + sum(abs(diff(CSVx)))/15;
test_values(1,6) = test_values(1,6) + sum(abs(diff(CSVy)))/15;

for test = 1: 6
    test_values(1,test) = test_values(1,test) / str2num(strTests);
end
end
fprintf(fid, '%s, %f, %f, %f, %f, %f, %f\n', 'dummy', test_values(1,1), test_values(1,2),
test_values(1,3), test_values(1,4), test_values(1,5), test_values(1,6));
end
fclose(fid);
%-----

disp ('XXX - End - XXX');
```

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre eidesstattlich, dass ich die Arbeit selbstständig angefertigt, keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt und alle aus ungedruckten Quellen, gedruckter Literatur oder aus dem Internet im Wortlaut oder im wesentlichen Inhalt übernommenen Formulierungen und Konzepte gemäß den Richtlinien wissenschaftlicher Arbeiten zitiert, durch Fußnoten gekennzeichnet bzw. mit genauer Quellenangabe kenntlich gemacht habe.

A handwritten signature in black ink, consisting of several vertical strokes and a large, stylized loop at the bottom.

Mittwoch, 15. August 2012

Curriculum Vitae



Persönliche Daten:

Vorname: *Brian*
Nachname: *Horsak*
Nationalität: *Österreich*
Geburtsdatum : *22.02.1984*

Ausbildung:

- 2003 Matura am BRG St. Pölten mit naturwissenschaftlichem Schwerpunkt
- 2007 Abschluss des Bachelorstudiums Sportwissenschaft (Bakk. rer. nat)
- 2008 Abschluss des Masterstudiums Sportwissenschaft (Mag. rer. nat)

Berufserfahrung:

- **2007 bis 2008:** *Praktikum im biomechanischen Labor der Universität Wien, am Zentrum für Sportwissenschaft, in der Abteilung Biomechanik/Bewegungswissenschaft und Sportinformatik*
 - **2007 bis 2008:** *Praktikum im Ganganalyselabor des Othopädischen Spitals Speising (OSS), Wien*
 - **Januar 2009 bis September 2009:** *Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Zentrum für Sportwissenschaft, in der Abteilung Biomechanik/Bewegungswissenschaft und Sportinformatik*
 - **Oktober 2009 bis heute:** *Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Studiengang für Physiotherapie an der Fachhochschule St. Pölten*
-
