

**Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik Tübingen
Abteilung V Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Niess**

**Untersuchungen zur Analyse biomechanischer und
neuromuskulärer Adaptationsprozesse der
menschlichen Gang- und Laufbewegung**

**INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
ANJA NICOLE HIRSCHMÜLLER
aus Tübingen**

2004

Dekan:

Professor Dr. C. Claussen

1. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. F. Mayer

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. W. K. Aicher

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung	7
2. Material und Methoden	
2.1. Probanden	17
2.2. Eingangsuntersuchung und Versuchsvorbereitung	17
2.3. Versuchsablauf	
2.3.1. Allgemein	18
2.3.2. Untersuchung des funktionellen Abrollvorgangs	19
2.3.3. Untersuchung zur Barfussadaptation	20
2.4. Methoden	
2.4.1. Elektromyographie	21
2.4.2. Plantare Druckverteilung	26
2.5. Statistik	33
3. Ergebnisse	
3.1. Beschreibung des funktionellen Abrollvorgangs der unteren Extremität in der Gang- und Laufbewegung	
3.1.1. Elektromyographie	35
3.1.2. Plantare Druckverteilung	42
3.2. Einfluss unterschiedlicher Untergründe	
3.2.1. Elektromyographie	45
3.2.2. Plantare Druckverteilung	50
3.3. Einfluss verschiedener Neigungen des Untergrundes	
3.3.1. Elektromyographie	52
3.3.2. Plantare Druckverteilung	56
3.4. Einfluss des Tragens unterschiedlicher Schuhe	
3.4.1. Elektromyographie	58
3.4.2. Plantare Druckverteilung	60
3.5. Einfluss der fünftägigen Adaptationsphase	
3.5.1. Elektromyographie	62
3.5.2. Plantare Druckverteilung	64
3.6. Zusammenfassung der Ergebnisse	65

4. Diskussion und Ausblick	
4.1. Beschreibung des funktionellen Abrollvorgangs der unteren Extremität in der Gang- und Laufbewegung	69
4.2. Einflussfaktoren auf den Abrollvorgang der unteren Extremität	89
5. Zusammenfassung	111
6. Literatur	113
7. Danksagung	132
8. Lebenslauf	133

1. Einleitung und Fragestellung

Bereits Ende der 70er Jahre zeichnete sich in den USA der Beginn der so genannten „amerikanischen Joggingbewegung“ ab. In den letzten 20 Jahren ist der Laufsport auch in Deutschland zunehmend zum Volkssport geworden. Die Bedeutung eines kontinuierlichen Ausdauertrainings für Gesundheit, Figur und Fitness wurde allgemein bekannt und schließlich auch akzeptiert. Weitere Gründe für den Trend waren zudem die niedrigen Kosten, die durch diese Sportart verursacht werden, sowie die Unabhängigkeit von Zeitplänen und speziellen Trainingsstätten. Waldsportpfade, „Trimm-dich-Pfade“, Finnen- und Tartanbahnen sind der Bevölkerung heute nahezu allorts zugänglich. Mit dem Fitnessboom der 90er Jahre schließlich ist auch das Laufen auf dem Laufband zum Beispiel in Fitnessseinrichtungen zur Normalität geworden. Organisationsstrukturen wie Vereine und Lauftreffs bilden inzwischen ein flächendeckendes Netz. Derzeit finden sich alleine in Baden-Württemberg rund 500 Lauftreffs. Auch die Bezeichnung der regelmäßigen Wettkämpfe als „Volksläufe“ verdeutlicht die Popularität des Laufsports in allen Teilen der Bevölkerung. Zahlreiche Magazine wie „Runners World“, „Laufzeit“, „Spiridon“, „Running“, „Condition“ und „Fit for fun“ geben Trainingsempfehlungen und Informationen zur Ernährung und richtigen Ausrüstung. Nicht zuletzt informieren unzählige Internetseiten über kommende Wettkämpfe, Bestenlisten, Lauftreffs und vieles mehr.¹

Im Zuge dieser Entwicklung ist mit der Zunahme an Läufern aber auch die absolute Zahl der laufspezifischen Beschwerden angestiegen. Van Mechelen fasste 1992 die Ergebnisse unterschiedlicher epidemiologischer Studien zusammen und berichtete über eine jährliche Verletzungsrate zwischen 37 % und 56 % für einen durchschnittlichen, regelmäßig trainierenden Freizeitläufer, der ab und zu an einem Langstreckenwettkampflauf teilnimmt. Ausgedrückt in Bezug auf die Trainingszeit bedeutet dies eine Verletzungsrate von 2,5 bis 12 Verletzungen pro 1000 Trainingsstunden. Die Tragweite dieser Statistik für die Läufer in der Praxis zeigen wiederum die oben genannten Zeitschriften und Internetseiten, die sich zu einem sehr hohen Prozentsatz auch mit medizinischen Themen beschäftigen und versuchen, Ratschläge zu Prävention und Rehabilitation zu erteilen.

¹ Beispielsweise: www.laufen.de, www.lauftreff.de und die Seite des Deutschen Leichtathletikverbandes www.dlv-sport.de, auf der sich zahlreiche Links zu privaten Seiten finden.

Die Mehrzahl der Beschwerden finden sich im Bereich der unteren Extremität (Van Mechelen: 70-80 % „from the knee and downwards“), aber auch Rücken- und Becken- bzw. Hüftschmerzen werden mit den Trainingsbelastungen beim Laufen in Verbindung gebracht. Bezüglich der Lokalisationen an der unteren Extremität stehen je nach Untersuchung und Geschlecht Pathologien im Bereich des Knies (Femoropatellares Schmerzsyndrom, früher Chondromalazia patellae; Tractus iliotibialis-Syndrom, ITBS, „Joggers-knee“) oder im Bereich der Achillessehne (Tendinitis, Peritendinitis, Tendinose, Paratendinose, Insertionstendinopathie und Bursitis unter dem Oberbegriff Achillodynie) an erster Stelle. Weitere häufige Lokalisationen sind die Tibia (shin-pints, Stressfrakturen) und der Fuß (Plantarfaszitis und Stressfrakturen). In den achtziger Jahren standen in allen Publikationen Kniebeschwerden an erster Stelle: Clement et al. 1981 fanden 42 % Knie- gegenüber 6 % Achillessehnenbeschwerden, Marti und Vader (1988) und James und Bates (1978) berichten über 28 % zu 12 % und 18 % zu 14 %. In den neunziger Jahren weist Fredericson (1996) noch auf eine hohe Prävalenz von Kniebeschwerden (30-50 %) hin während Mayer et al. 2000 mit einem äquivalenten Verhältnis von je 21 % und Fischer 1998 mit sogar 40 % den Achillessehnenbeschwerden gesteigerte Bedeutung beimessen.

Als mögliche Einflussfaktoren auf die Entstehung der Beschwerden wurden neben Fehlförmigkeiten und Fehlstellungen anthropometrische Daten wie Größe und Gewicht, das Alter und das Geschlecht ebenso diskutiert wie Trainingsfaktoren, beispielsweise Untergrund, Tages- und Jahreszeit, Häufigkeit, Intensität und Erfahrung, Warm-up und Stretching (Archambault et al. 1995, Frederick 1986, Fredericson 1996, Hintermann und Nigg 1998, Macera 1992). Mangelnde Lauferfahrung (Macera 1992, Marti und Vader 1988, Powell et al. 1986) und ein hoher wöchentlicher Trainingsumfang (Macera 1992: besonders häufig über 32 km pro Woche) scheinen signifikant mit dem Auftreten von Beschwerden korreliert zu sein.

Dem Schuhwerk wurde ebenfalls ein großer Einfluss auf die Beschwerdeentstehung beigemessen, daher beschäftigten sich eine Vielzahl von Untersuchungen der vergangenen Jahre mit durch das Tragen eines Schuhs hervorgerufenen Veränderungen der Gang- und Laufbewegung und den mechanischen Ursachen der Beschwerden. Die biomechanisch orientierte Forschung brachte bis heute keine zufriedenstellenden Ergebnisse, weder was das Verständnis der komplexen Bewegung und deren interindividuel-

len physiologischen Differenzen anbetriift, noch in Bezug auf eine Verbesserung der Verletzungsstatistik. Lediglich die bereits erwähnte Verschiebung der Lokalisationen vom Kniegelenk zur Achillessehne scheint sich seit den 90er Jahren abzuzeichnen. Ein kurzer Abriss der Untersuchungsinhalte der letzten Jahre soll den heutigen Stand der Forschung verdeutlichen. Das Verständnis von Kinematik und Kinetik der Bewegung stand dabei meist im Vordergrund. Zwei Aspekte fanden hierbei besondere Beachtung: die Pronation und die Dämpfung.

Die Pronationsbewegung des Rückfußes, bzw. deren Ausmaß und Geschwindigkeit wurde und wird häufig für die Entstehung von Beschwerden verantwortlich gemacht (Clarke et al. 1984, Taunton et al. 1985, Stacoff et al. 1991, Nigg 1987 und 1992, Nigg and Bobbert 1992). Die gängigste Untersuchungsmethode der Bewegung basiert auf Videoanalysen in der Frontalebene (Betrachtung des Beines von dorsal) und der Bestimmung verschiedener Winkel, die die Achsen von Rückfuß und Unterschenkel ins Verhältnis setzten sollen. Allerdings wird hierbei meist die dreidimensionale Bewegung auf eine Ebene reduziert. Sowohl die Reliabilität als auch Validität dieser zweidimensionalen Messmethode findet dabei heutzutage eine kritische Einschätzung (Reinschmidt et al 1997, Luchetti et al. 1998, Grau et al. 2000). Die Lokalisation der notwendigen Marker auf Haut und Schuh zur gewünschten Abschätzung von Segmentbewegungen bilden dabei nicht die anatomischen Verhältnisse ab. Die Marker auf der Haut können sich zudem während der Bewegung über den ursprünglichen Applikationsstellen verschieben oder gar ganz aus den Projektionsebenen treten. Somit resultieren hohe Test-Retest-Variabilitäten. Vergangene Untersuchungen unter der Verwendung von bon-pins zeigten zudem, dass die Messung der Marker auf Haut und Schuh deutlich unterschiedliche Winkel ergeben wie die Messung der knöchernen Strukturen selbst (Stacoff et al. 2000a, 2000b, 2001).

Da Beschwerden aber möglicherweise veränderten Winkeln, z.B. einer vergrößerten Everionsbewegung des Kalkaneus, zugeschrieben wurden, resultierten Versuche, die Pronationsbewegung einzuschränken, unter anderem in Schuhveranderungen wie medialen Pronationsstutzen, Änderung des Sohlenmaterials, der Sohlenhöhe und des Schaftmaterials. Das letztendliche Ziel - die Reduktion der Pronationsbewegung durch gezielte Intervention am Schuh - konnte jedoch nicht erreicht werden (Stacoff et al. 2000a, 2000b, 2001).

Der zweite Schwerpunkt der biomechanischen Forschung beschäftigte sich mit der Reduktion hoher Aufprallkräfte während des ersten Bodenkontakts der Ferse. Diesem wird häufig ebenso wie der Pronation ein Einfluss auf Überlastungsschäden beigemessen. Mit den unterschiedlichsten Dämpfungssystemen wurde daher versucht, eine höchstmögliche Minderung dieser Kräfte zu erzielen (Cavanagh und LaFortune 1980, Frederick et al. 1981). Messmethodisch werden sie überwiegend mittels Kraftmessplatten erfasst. Die passiven „Impact forces“ werden dabei durch den Kraft-Zeit-Verlauf in vertikaler Richtung in den ersten Millisekunden dargestellt. Insbesondere in der Sportschuhforschung wird und wurde zusätzlich versucht mit verschiedenen Zwischensohlenhärten, Einlegesohlen, Absatzabschrägungen und Fersenhöhen, die Kraft in vertikaler Richtung und den Zeitpunkt des Auftretens der Kraftspitze zu modifizieren, um die Dämpfungseigenschaften der Schuhe zu verbessern. Zur Überprüfung der schuhspezifischen Dämpfungseigenschaften werden in der Industrie vielfach nur sogenannte Impacttester verwendet, vergleichbar mit einem Stempel, der mit unterschiedlicher Kraft versucht, das eingespannte Sohlenmaterial zu deformieren. Die Funktionalität und Komplexität der menschlichen Bewegung wird dabei allerdings völlig außer Acht gelassen, da weder die vielfältigen Reaktionsmechanismen des Körpers beim Aufprall, noch die tatsächliche Aufprallsituation (z.B. initialer Bodenkontakt normalerweise zunächst mit dem lateralen Anteil der Ferse etc.) Beachtung finden. In der späteren Anwendung ist jedoch das Zusammenspiel von muskulärer Dämpfung und Materialdämpfung entscheidend, so dass idealerweise beides getestet werden sollte. Zusammenfassend lässt sich somit feststellen, dass sich die Analyse möglicher Ursachen für laufspezifische Beschwerden der letzten zwei Jahrzehnte weitgehend auf eine mechanische Betrachtung einzelner Bewegungsaspekte beschränkte.

Demgegenüber traten in den letzten Jahren eine biologisch-funktionelle Sichtweise und die Analyse des Bewegungsablaufes zunehmend in den Mittelpunkt des Interesses. Die Berücksichtigung der Individualität menschlicher Bewegungen und deren Steuerung durch übergeordnete Zentren führen daher weg von der isolierten Betrachtung des „Outputs“ am Erfolgsorgan. Vielmehr scheint es von Interesse, die komplexen Zusammenhänge neuromuskulärer Steuerung zu verstehen und Interventionen nicht rein mechanisch, sondern vielmehr über eine Beeinflussung dieser Steuerung u.a. über die Propriozeption zu erreichen. Cavanagh beschrieb 1999 den Fuß als ein „sensorisches

Organ“. Zehr et al. schreiben 1997: „Sensory feedback from the foot is an important fact in how the body adapts to changing conditions underfoot“. Es konnte gezeigt werden, dass der sensomotorische Input der Fußsohle an einer Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle beteiligt ist: Waked et al. formulierten 1997 die Hypothese: „Interfaces influence stability through their effect on proprioception“. Robbins et al. finden 1993 „that plantar skin is well protected through sensory feedback when barefoot“. 1998 schreiben Robbins und Waked in Bezug auf die Wirkungsweise von Tapeverbänden am Sprunggelenk: „If they do protect it is [...] through a partial correction of the decreased foot position awareness“. Auch Nurse und Nigg (1999) meinen: „Sensory feedback of the foot may play an important role in regulation of gait pattern“, „the relationship between plantar sensitivity and peak pressures [...] suggest that neurological feedback should be incorporated into any model that attempts to explain gait patterns“.

Der Versuch, die Bewegung als „Ganzes“ - im Falle des Fußes also den gesamten Abrollvorgang der unteren Extremität und die zugehörige muskuläre Aktivierung - zu betrachten, führten so zur Etablierung neuer Untersuchungsmethoden. Eine Möglichkeit der funktionellen Betrachtungsweise sowohl der „inneren“ biologisch-physiologischen Vorgänge als auch der „äußeren“ mechanischen Resultate in der dynamischen Bewegungssituation besteht in der Analyse elektromyographischer Koordinations- und Aktivationsmuster der Muskulatur und der Registrierung der Druckverteilung direkt unter der Fußsohle während der gesamten Abrollbewegung. Die Auswertung der einzelnen Messgrößen über den Verlauf der Bewegung ermöglicht somit ein komplexeres, funktionelleres Bewegungsverständnis.

Die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit versuchen anhand dieser neueren Messmethoden, den Ablauf der natürlichen Gang- und Laufbewegung Gesunder funktionell zu verstehen und die Frage zu beantworten, mit welchen Methoden und Messgrößen dieser sich sinnvoll erfassen lässt. In einem weiteren Schritt soll dann die Frage nach einer möglichen Beeinflussung der natürlichen Bewegung beantwortet werden. Überprüft werden Veränderungen der Situation wie Bergauf- und Bergablaufen und Gehen auf dem Laufband gegenüber dem Gehen auf einem Laufsteg sowie der Einfluss unterschiedlicher Konditionen (verschiedene Schuhe) am Interface zwischen Fuß und Schuh.

Als Ergebnis vergangener Arbeiten ist offensichtlich, dass das Laufmuster bei verschiedenen Neigungen des Untergrundes differiert (Hannon et al. 1985, Dick and Cavanagh 1987, Buczek und Cavanagh 1990, Eston et al. 1995, Robert et al. 2000, Swanson und Caldwell 2000, Mizrahi et al. 2001): Bergauf scheint die Schrittfrequenz höher und die Bodenkontaktphase verlängert zu sein (Swanson und Caldwell), während diese bergab trotz längerer Gesamtschrittzykluszeit verkürzt ist (Hannon et al.). Änderungen der Gelenkwinkel konnten dagegen nur für das Bergablaufen gefunden werden: Für den Kniegelenkwinkel fanden Buczek und Cavanagh und Eston et al. eine größere Winkeländerung „from foot strike to maximum flexion“. Mizrahi et al. beschreiben das „knee more extended at touch down“ und eine größere „range of cushioning flexion“. Für das Bergauflaufen fanden Swanson und Caldwell sowohl kinematische Unterschiede (kürzere Schrittzklusdauer bei höherer Schrittfrequenz, längerer Standphase und einer größeren Range of motion aller untersuchten Gelenke der unteren Extremität) als auch eine erhöhte Aktivität verschiedener Muskelgruppen. Robert et al. beschreiben bei Pferden ein verändertes Koordinationsmuster des Glutaeus maximus und des Tensor fasciae latae. Eine erhöhte muskuläre Aktivität (Quadriceps) wurde auch bergab beschrieben (Dick and Cavanagh, Mizrahi et al.). Insgesamt sind jedoch sowohl Methoden als auch Ergebnisse dieser Untersuchungen sehr unterschiedlich, das Gesamtbild ist uneinheitlich und diffus.

Verschiedene Studien beschäftigten sich mit der Frage, ob eine valide Erfassung physiologischer Größen auf dem Laufband sinnvoll möglich ist (Frishberg 1983, Greig et al. 1993 u.a.). Bezüglich der Erfassung von Bewegungsmustern wie dem Gehen und Laufen bestehen dabei sehr unterschiedliche Meinungen hinsichtlich der Vergleichbarkeit von Bewegungen auf dem Laufband und dem natürlichem Laufen im Feld. Verschiedene Autoren untersuchten mögliche Unterschiede mit kinematischen oder kinetischen Messmethoden. Je nach gewählten Messgrößen wird eine Vergleichbarkeit von Labor und Feld (Matsas et al. 2000, Alton et al. 1998, Lemke et al. 1995) oder die Differenz von Labor und Feld betont (Wank et al. 1998, White et al. 1998, Nigg et al. 1995, Reinisch et al. 1991). Nur vereinzelt wurden zusätzlich neuromuskuläre Veränderungen analysiert. Wank et al. 1998 konnten lediglich geringe, unsystematische Veränderungen auf dem Laufband zeigen: Der M. biceps femoris wurde in der Standphase und zu Beginn der Schwungphase länger und stärker aktiviert, gleiches galt für den M. rectus

femoris während der Hüftbeugung. Die Amplitude des M. vastus lateralis nahm in der Kontaktphase ab.

Wie oben bereits erwähnt zeigte eine Vielzahl von Studien Veränderungen der Bewegung durch Schuhwerk (Nigg 1986, VanWoensel und Cavanagh 1992, Thompson und Lüthi 1997, DeWit et al. 1995, Xu et al. 1999, VanSchie et al. 2000, Hennig und Milani 2000, u.a.). Aufgrund der bereits erwähnten eingeschränkten Validität der verwendeten Messmethoden, sollen im Folgenden allerdings nur einige ausgewählte Untersuchungen, die im Vergleich zu den erhobenen Befunden relevant erscheinen, in der Diskussion besprochen werden.

Häufig wird die Barfussbewegung als Referenz einer funktionellen Abrollbewegung angesehen. Darüber hinaus wird der Barfussbewegung oft eine Präventivwirkung zugeschrieben. Millionen Menschen gehen barfuss durch Savannen und Regenwälder, ohne je Beschwerden zu bekommen. In Indien werden beschwerdefrei den ganzen Tag barfuss Rikschas gezogen, bei olympischen Spielen wurden im Marathon von Kenianern und im Hockey vom pakistanischen Team barfuss Goldmedaillen gewonnen. Das pakistanische Team stellte dabei noch einen Negativrekord an Verletzungen auf.

Ergebnisse wissenschaftlicher Studien unterstützen die bemerkenswerte Tatsache, dass bei derartigen Extrembelastungen unter Barfussbedingungen dennoch eine geringe Verletzungsrate zu verzeichnen ist: Untersuchungen in barfusslaufenden Zivilisationen haben bereits früh gezeigt, dass durch das Barfusslaufen trainierte Füße über eine hohe Gelenkmobilität, eine größere Muskelkraft der Flexoren, eine bessere Ausbildung der Fußgewölbe, einen größeren Zehenabstand und eine weitestgehende Abwesenheit von Fußdeformitäten charakterisiert sind (Engle und Morton 1931, James 1939, Shulman 1949, Sim-Fook und Hodgson 1958). Engle und Morton untersuchten dies an Kongolese, Sim-Fook und Hodgson und Shulman an Chinesen und James an Eingeborenen von Solomon Island. Deren Berichte wurden im Laufe der Zeit immer wieder von erfahrenen Klinikern bestätigt, die einen Teil ihrer Tätigkeit in den genannten Zivilisationen vergleichbaren Ländern ausübten (z.B. Dr. Paul Brand im San Francisco Chronicle 1976).

Auch für die natürliche Entwicklung des Kinderfußes stellt das Barfusslaufen einen entscheidenden Faktor dar. So berichtet Staheli 1991 nach Untersuchungen in Entwicklungsländern, dass die gesündesten und weichsten Kinderfüße die barfuss laufender Kindern sind und schließt daraus, dass nur das Barfusslaufen eine optimale Fußent-

wicklung ermöglicht. Er empfiehlt zudem, wenn Schuhe getragen werden, diese nach dem Barfußmodell auszuwählen. Rao und Joseph 1992 bestätigten diese Annahme in einer Untersuchung von 2300 Kinderfußabdrücken. Die Autoren fanden eine deutlich geringere Prävalenz von Plattfüßen bei Kindern, die keine Schuhe tragen (2,8 % gegenüber 8,6 %). Sie folgern daher, dass es für die Ausbildung des Längsgewölbes bei Kindern schädlich ist, Schuhe zu tragen. Baker und Bell berichteten in einer prospektiven Untersuchung 1991 außerdem eine höhere Inzidenz von Verletzungen bei Kindern, die Schuhe trugen.

Orthopäden bemerken im klinischen Alltag außerdem, dass viele Patienten mit Beschwerden der unteren Extremität oder der Wirbelsäule nach konsequentem Barfußlaufen eine Besserung der Symptome verzeichnen.

In den neunziger Jahren wurde in USA und Europa diese protektive und rehabilitative Wirkung zunehmend bekannt. Dies spiegelte sich besonders in Amerika in Gesellschaft, Wirtschaft und Industrie wieder. Zeitungen verkündeten den neuen Trend mit Schlagzeilen wie „For children, barefoot is best“ und „Which shoes are best for children? Maybe none“ (New York Times). Organisationen von Barfußläufern kämpften um das Recht, barfuß Restaurants betreten zu dürfen, Auto zu fahren und vieles mehr. Die Schuhindustrie versucht, mit Schlagzeilen wie „Laufen wie barfuß“ für ihre Produkte zu werben.

Auf die Wissenschaft hatte der Trend in soweit Einfluss, als dass das Laufen barfuß in vielen Studien als Referenzbewegung zu Grunde gelegt wird, um die physiologische Entwicklung zu analysieren, pathologische Gegebenheiten abzugrenzen und die Bewegung mit Interventionen wie Orthesen, Schuhen, Verbänden etc. zu vergleichen (z.B. White et al. 2002, Romkes und Brunner 2002, Russo und Chipcase 2001, Kellis 2001, Ogon et al. 2001, Oeffinger et al. 1999 u.v.a.). Ein gutes Beispiel ist auch die zunehmende Akzeptanz und der zunehmende Einsatz der Analyse der dynamischen Barfußbewegung als Basis der Einlagenanpassung (Brunner et al. 1983, Heidinger et al. 1987, Hughes et al. 1993).

Jedoch stellt sich bei alledem die Frage, ob die Verhältnisse ständig barfuß laufender Menschen ohne weiteres und ad hoc auf unsere dauernd Schuhe tragende Zivilisation übertragbar sind. Haben wir die Fähigkeit, beschwerdefrei barfuß zu gehen, verloren?

Robbins et al. fanden 1993 als Ergebniss einer wissenschaftlichen Untersuchung, dass die Fußsohle auch in der Schuhe tragenden Bevölkerung gut gegenüber Hautabschürfung geschützt ist. Sie kommen zu dem Schluss, dass unbeschuhete Füße durch Feedbackmechanismen auch in unserer Zivilisation wirkungsvoll vor Überlastungen der Knochen und Gelenke schützen können. Außerdem stellten Stacoff et al. 1996 fest, dass die beste Stabilität bei seitlichem Umknicken nicht in Schuhen, sondern barfuss gefunden werden kann.

Allerdings wurde bisher noch nicht überprüft, ob die Barfussabrollbewegung, wie sie direkt nach dem Ausziehen der Schuhe gemessen wird, mit der tatsächlichen, in übergeordneten Zentren gespeicherten Barfussbewegung übereinstimmt. Diese Frage ist sowohl für die Wissenschaft als auch für den klinischen Alltag jedoch von entscheidender Bedeutung, da die meisten diagnostischen und wissenschaftlichen Analysen direkt nach dem Ausziehen der Schuhe durchgeführt werden. Falls also bereits ein an das Tragen von Schuhen adaptiertes Laufmuster generiert worden wäre, das nicht unmittelbar abrufbereit ist, könnte dies für den klinischen Alltag bedeuten, dass die der Diagnostik zu Grunde gelegte Referenzbewegung möglicherweise nicht oder nur teilweise der wirklichen, erwünschten Referenz entspricht. Für die vorliegende Untersuchung könnte dies zur Folge haben, dass mögliche Unterschiede zwischen dem Barfusslaufen und dem Laufen in einem Schuh verwischt werden, oder dass umgekehrt Unterschiede hervorgerufen werden, die nicht durch ein generell verschiedenes Muster, sondern vielmehr durch die ungewohnte Situation des Barfusslaufens bedingt wären.

Ein weiteres Ziel der Untersuchungen dieser Arbeit war es somit, zu evaluieren, ob ein unmittelbar nach dem Entfernen des Schuhwerks gemessenes, individuelles Barfussmuster als ein gespeichertes tatsächliches Muster angesehen werden kann oder ob erst nach einer mehrtägigen Adaptation an das Barfusslaufen ein natürliches Barfussmuster verfügbar wird.

Im Einzelnen ergeben sich somit folgende Fragestellungen und Arbeitshypothesen der verschiedenen Untersuchungsabschnitte:

Teil 1 (Untersuchung des funktionellen Abrollvorgangs „FUNC“)

- 1) Wie lässt sich ein funktioneller Abrollvorgang der Gang- und Laufbewegung bei gesunden, sportlichen Normalpersonen charakterisieren?
- 2) Bestehen Unterschiede zwischen verschiedenen Belastungsarten und sind diese Methoden in der Lage trennscharf zu differenzieren? Lassen sich differentielle Merkmale erfassen
 - a) bei unterschiedlichen Untergründen (Gehen auf einem Laufsteg gegenüber dem Gehen auf dem Laufband) und
 - b) bei unterschiedlichen Neigungen des Untergrundes (Gehen und Laufen auf der Ebene und bei 5 % Gefälle und 5 % Steigung)?
- 3) Sind Unterschiede bei verändertem Interface zwischen Fuß/Mensch und Umwelt erkennbar?
 - a) Verändert sich das funktionelle Bewegungsmuster durch das Tragen eines Schuhs?
 - b) Unterscheidet sich das Bewegungsmuster beim Tragen unterschiedlicher Schuhe?

Ausgangspunkt ist die Hypothese H_{FUNC} :

Es besteht die Möglichkeit anhand des Innervations- und Koordinationsmusters der Muskulatur und/oder plantarer Druckverteilungsmuster zwischen verschiedenen Boden- und Schuhbedingungen, sowie zwischen verschiedenen Belastungen zu differenzieren.

Teil 2 (Untersuchung zur Barfussadaptation „BF“)

Lassen sich nach einer 5-tägigen Adaptationsphase an die Barfussbewegung Unterschiede des individuellen Abrollvorgangs erkennen?

Die Hypothese lautet hier H_{BF} :

Das individuelle, gespeicherte Barfuss-Abrollvorgangsmuster ist unmittelbar verfügbar und muss nicht durch eine Adaptationsphase wieder abrufbar gemacht werden.

2. Material und Methoden

2.1. Probanden

In die Untersuchungsabschnitte eingeschlossen wurden trainierte Freizeitsportler mit mehr als einer Stunde Laufbänderfahrung und einem individuellen Trainingsumfang von zwei und mehr Trainingseinheiten pro Woche in verschiedenen Sportarten (vgl. Tab. 1). Es handelte sich in der FUNC Studie um 15 Probanden (4 weibliche und 11 männliche beschwerdefreie sportliche Normalpersonen), in der Studie zur Barfussadaptation um 8 Probanden (6 männlich, 2 weiblich). Die Studienteilnahme erfolgte freiwillig und nach Aufklärung.

Einschlusskriterien

- Alter zwischen 18 und 50 Jahren
- völlige akute Beschwerdefreiheit
- Fehlen von Operationen und Verletzungen der unteren Extremität und der LWS in den letzten 2 Jahren
- Laufbänderfahrung
- Abwesenheit von pathologischen Fußanomalien (Pes planus, valgus, etc.)

2.2. Eingangsuntersuchung und Versuchsvorbereitung

Vor Beginn der Untersuchung wurden die Probanden über den Versuchsablauf in Kenntnis gesetzt und orthopädisch untersucht. Anthropometrische Daten wurden erhoben und die individuellen Trainingsgewohnheiten dokumentiert. Zur Erfassung dienten vorab erstellte Case report forms.

Die folgende Tabelle gibt Aufschluss über die Gruppenzusammensetzungen der 2 Studien (angegeben sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Gruppen):

Studie	Anzahl [n]	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI	Training [h/Woche]
FUNC	15	11 / 4	24 ± 4	178 ± 8	70 ± 10	22 ± 3	3 ± 2
BF	8	6 / 2	28 ± 5	179 ± 8	74 ± 11	23 ± 2	4 ± 2

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Probanden.

2.3. Versuchsablauf

2.3.1. Allgemeiner Untersuchungsablauf

Die Probanden liefen bei zwei verschiedenen Geschwindigkeiten auf einem Laufband (Cosmos Quasar®), in randomisierter Reihenfolge bei 5 km/h und bei 12 km/h. Die Messungen erfolgten jeweils über 30 Doppelschritte nach einer Einlaufzeit von 5 Minuten. Eine doppelte Datenerfassung als Sicherheitsmessung wurde anschließend registriert. Die Reihenfolge der Schuhbedingungen war ebenfalls randomisiert. Parallel wurde die elektromyographische Aktivität (bipolares Oberflächen-EMG, Noraxon Myosystem 2008®, 11 Kanäle) und die plantare Druckverteilung gemessen. Die Erfassung der Druckverteilung erfolgte einerseits mittels einer stationären Druckmessplatte (Novel Emed SF®) am Interface zwischen Fuß, bzw. Schuh und Boden sowie andererseits mittels eines In-Schuh-Systems (drucksensible Einlegesohle, Novel Pedar mobile system®) direkt am Interface zwischen Fuß und Schuh. Bei den Messungen auf der Druckmessplatte wurde jeweils der dritte Schritt auf einem etwa fünf Meter langen Laufsteg erfasst. Die Geschwindigkeit wurde hier mittels zweier Lichtschranken bestimmt, die im Abstand von einem Meter vor und nach der Platte positioniert waren. Schritte, deren Geschwindigkeit eine Abweichung von 20 % der zulässigen Geschwindigkeit überschritt, mussten wiederholt werden.

Zur Bestimmung des „Touch down“ (dem initialen Bodenkontakt des Fußes) sowie zur Festlegung der Phasen der Schrittzklus wurde bei allen Konditionen ein externer Trigger² eingesetzt. Basierend auf der Einteilung von Winter (1991) wurden die Doppelschritte (strides) in einzelne Phasen unterteilt. Zunächst unterscheidet man die Kontaktphase des Fußes mit dem Boden (stance phase) von der Schwungphase, in der sich das Bein in der Luft befindet (swing phase). Winter unterteilt für detailliertere Analysen die Standphase in weitere Unterphasen: Im Laufen werden „Weight acceptance“ (Dauer: 20 % des Doppelschrittes ab Beginn des Bodenkontaktes) und „Push off“ (die Zeit von 20 % bis Ende des Bodenkontaktes) definiert. Im Gang beschreibt Winter 3 Phasen: zusätzlich zu Weight acceptance (die bei langsamen bis schnellen Gehen 15 % des Strides einnimmt) und Push off (von 40 % des Schrittzklusdauer bis zum Abheben der Zehen)

² Es handelt sich hierbei um ein Lichtgitter aus 16 Lichtstrahlen, das über das Laufband gelegt jeweils das Aufsetzen und das Abheben des Fußes registriert.

definiert er dazwischen die Mid stance zwischen 15 % und 40 %. Wichtig ist, dass sich die Dauer der Standphase im Gang und im Lauf unterscheidet. Für die Laufbewegung werden Werte zwischen 29 % (Guidetti et al. 1996) und 39 % (Novacheck 1998) angegeben. Für die Gangbedingung liegt die Dauer der Kontaktphasen zwischen 58 % und 63 % (Mann und Hagy 1980, Winter und Yack 1987, De Vita 1994).

2.3.2. Untersuchung des funktionellen Abrollvorgangs „FUNC“ (U1)

Im oben beschriebenen Setup wurden mögliche Unterschiede im Koordinations- und Abrollmuster beim Tragen verschiedener Schuhe und barfuss analysiert. Ein neutraler Laufschuh wurde sowohl mit einem sogenannten Hochschufts Schuh verglichen, der erhöhte Stabilität gewährleisten soll, als auch mit dem Barfusslaufen. In der Barfusskondition auf dem Laufband dienten Gymnastikschläppchen zur Fixierung der Druckmesssohlen an der Fußsohle. Die Reliabilität und Validität dieser Methode bezüglich Kraftmessungen konnte im Lauf bei 12 km/h nachgewiesen werden (Divert et al. 2001). Daraus ergaben sich die folgenden Konditionskombinationen:

Schuh	Art	Gangart	Bezeichnung
 Nike® „Talaria“	Neutraler Laufschuh	Lauf Laufband	L-LB -S
		Gang Laufband	G-LB -S
 Nike® „Crosstraining“	Hochschufts Schuh	Lauf Laufband	L-LB-HS
		Gang Laufband	G-LB-HS
 Bleyer® Gymnastikschuh	Schläppchen zur Fixierung der Messsohle	Lauf Laufband	L-LB-GS
		Gang Laufband	G-LB-GS
		Gang Walkway	G-WW-GS
Barfuss	Referenz	Gang Walkway	G-WW-BF

Tab. 2: Konditionen der Untersuchung FUNC

In diesem Untersuchungsabschnitt wurde die elektromyographische Aktivität 10 wichtiger Oberschenkel- und Unterschenkelmuskeln abgeleitet (Mm. vastus medialis (VM), lateralis (VL), rectus femoris (RF), M. biceps femoris (BF) und M. gluteus maximus (G), Mm. tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), gastrocnemii medialis (GM) bzw. lateralis (GL) und soleus (SOL). Da es sich um eine beschwerdefreie Kontrollgruppe handelte und die Seitengleichheit in vorausgegangenen Studien gezeigt werden konnte (Baur et al. 2001), wurde unilateral zehnkanaalig abgeleitet.

2.3.3. Untersuchung zur Barfussadaptation (BF_{pre} und BF_{post})

Im Test-Retest-Verfahren wurden weitere Einflussgrößen bei akuten Messungen differenziert und die individuelle Adaptation an das Barfusslaufen prospektiv evaluiert. In einer Eingangsuntersuchung (BF_{pre}) wurden zunächst mögliche Unterschiede im Koordinations- und Abrollmuster zwischen dem Tragen eines Schuhs (Nike® „Talaria“) und dem Barfusslauf (simuliert durch das Gymnastikschläppchen – s.o.) bei den verschiedenen Geschwindigkeiten (5km/h und 12 km/h) und zusätzlich zwischen unterschiedlichen Neigungen (Ebene, 5 % Steigung, 5 % Gefälle) ermittelt. Bestimmt wurden ebenfalls die elektromyographische Aktivität und die plantare Druckverteilung. Aufgrund fehlender Vorstudien bezüglich Adaptation im Seitenvergleich und Limitation des EMG auf 10 Kanäle wurden hierbei nur die 5 Unterschenkelmuskeln, jedoch bilateral registriert.

Unmittelbar nach BF_{pre} durften die Probanden für die Dauer von 5 Tagen maximal 2 Stunden am Tag Schuhwerk tragen. Eine tägliche sportliche Mindestaktivität (barfuss) von einer Stunde wurde eingehalten. In Probendtagebüchern wurde der Tagesablauf dokumentiert. Beschwerden oder Drop-outs wurden nicht verzeichnet. Im Anschluss an diese Adaptationsphase erfolgte eine der BF_{pre} analoge Messung BF_{post} . Die Position der Elektroden wurde durch dauerhafte Markierungen möglichst identisch lokalisiert.

Daraus ergaben sich die folgenden Konditionskombinationen:

Neigung	Gangart	Schuh	Bezeichnung
Ebene	Gang	NIKE „Talaria“ 	E-G-S
		Gymnastikschläppchen 	E-G-GS
	Lauf	NIKE „Talaria“ 	E-L-S
		Gymnastikschläppchen 	E-L-GS
Steigung	Gang	NIKE „Talaria“ 	S-G-S
		Gymnastikschläppchen 	S-G-GS
	Lauf	NIKE „Talaria“ 	S-L-S
		Gymnastikschläppchen 	S-L-GS
Gefälle	Gang	NIKE „Talaria“ 	G-G-S
		Gymnastikschläppchen 	G-G-GS
	Lauf	NIKE „Talaria“ 	G-L-S
		Gymnastikschläppchen 	G-L-GS

Tab. 3: Konditionen der Untersuchung BF

2.4. Methoden

2.4.1. Elektromyographie

Die Registrierung der Rohsignale erfolgte mit einer Aufzeichnungsfrequenz von 1000 Hertz mittels bipolar angebrachten Oberflächenelektroden. Im Gegensatz zu in den Muskel eingestochenen Nadelelektroden dienen diese besonders der Bestimmung der intermuskulären Koordinationsmuster (Gollhofer 2000). Untersuchungen von Komi und Burskirk 1970 sowie von Kadaba 1985 zeigten, dass Oberflächenelektroden die durchschnittliche Aktivität oberflächlich liegender Muskeln reproduzierbarer ermitteln als Nadelelektroden. Erfasst wird in der Regel die Aktivität mehrerer motorischer Einheiten, so dass es sich bei dem entstehenden Signal um ein Interferenzmuster aus vielen Einzelsignalen handelt.



Im Faserverlauf der entsprechenden Muskelgruppen wurde im Abstand von 2-3 cm Elektroden (Medicotest, blue sensor® P-00-S) auf den Muskelbauch aufgeklebt und eine Referenzelektrode auf der Patella angebracht. Die Referenzelektrode dient dem Vergleich mit den registrierten Potentialschwankungen. Zu diesem Zweck wird sie an einem Gebiet angebracht, in dem nur geringe muskuläre Aktivität erwartet werden darf. Die Elektroden wurden in Neutral-Null-Stellung nach folgendem Schema auf der Haut aufgeklebt:

Elektrodenlokalisation nach Winter und Yack 1987:

Glutaeus maximus

Over the greatest muscle bulk proximal to a line between greater trochanter and the ischial tuberosity.

Rectus femoris

Midway between the anterior superior ischiadic spine and superior border of the patella.

Vastus lateralis

Area of greatest muscle bulk, lateral to the rectus femoris on the distal half of the thigh.

Lateral gastrocnemius

Over the area of greatest muscle bulk on the lateral calf.

Medial gastrocnemius

Over the area of greatest muscle bulk on the medial calf.

Peroneus longus

Midway along the line between the head of the fibula and the lateral malleolus.

Tibialis anterior

Over the area of greatest muscle bulk just lateral to the crest of the tibia on the proximal half of the leg.

Soleus

Electrodes centered 2,5 cm distal to the medial head of the gastrocnemius.

Zur besseren Fixierung der Elektroden und zur Reduktion von Störsignalen wurde die Haut vor dem Anbringen rasiert, gereinigt, mit feinem Schmirgelpapier aufgeraut und von losen Epithelien befreit, sowie der kutane Fettfilm mit Alkohol entfernt. Der Hautwiderstand wurde gemessen und ab einem Wert $< 5 \text{ k}\Omega$ akzeptiert.

Die Kabel zur Verbindung der Elektroden mit den prozessierenden Geräten wurden mit Klebeband und Netzschlauchverbänden (Beiersdorf Elastofix®) am Bein befestigt, um Störungen durch schlagende Kabel zu verhindern, wobei auf Gewährleistung der freien Beweglichkeit der Probanden Wert gelegt wurde.

Vor jeder Messung wurden die Signale der zu untersuchenden Muskeln anhand spezifischer Muskelfunktionstests getestet und ein Nullabgleich durchgeführt.

Die weitere Bearbeitung der registrierten Signale erfolgte nach Beendigung der Messungen mit der Noraxon-Software Myosoft®. Die einzelnen Zyklen wurden zeitnormiert, um untereinander verglichen werden zu können. Die Dauer einzelner Bewegungszyklen wurde für Laufbedingungen mit Hilfe des externen Triggers festgesetzt. In Gangbedingungen war der Einsatz des Triggers aufgrund des permanenten Bodenkontakts eines Fußes nicht möglich. Die Zyklusdauer wurde daher mittels des Beginns der Aktivierung des M. soleus festgelegt. Hierzu wurde der Shift zwischen dem Anstiegs des Signals des M. soleus und dem Touch down ermittelt. In einer zusätzlichen Untersuchung, in der sich der Touch down mit Hilfe des Kraftsignals genau lokalisieren lässt, konnte der Unterschied zwischen dem Anstieg des Signals des M. soleus und dem Touch down bei einem vergleichbaren Probandengut genau berechnet werden. Der Shift beträgt +6 % der Schrittzklusdauer für Gangbedingungen.

Messgrößen

Zur Analyse des muskulären Koordinationsmusters wurden die Daten in der Zeitdomäne ausgewertet. Hierbei erfolgte die Prozessierung der Rohdaten durch Gleichrichtung (full wave rectification, Winter und Yack 1987³) und Glättung der Signale (smoothing) mittels Bildung einer linear envelope (Winter und Yack 1987) nach dem Verfahren des „moving averages“ (Kadaba 1985⁴).

Nach der Signalbearbeitung wurde über Zeitnormalisierung und Mittelung aus 10 Schritten (Shiavi et al. 1998) ensemble averages (Winter 1980) gebildet und der Aktivierungsbeginn [T_{ini}] bezogen auf den Touch down, der Zeitpunkt des Maximums [T_{max}] und die Gesamtdauer der Aktivierung [T_{tot}] analysiert. Die Schwelle dieser On-Off-Muster wurden nach Hardin et al. 1998 als 10 % der maximalen Aktivierung nach Signalbearbeitung festgelegt.

Zur Quantifizierung des Ausmaßes der Aktivierung wurden Amplitudenanalysen durchgeführt. Die Datenprozessierung erfolgte hier analog zur Zeitdomäne, allerdings ohne Glättung des Signals. Da das Ausmaß der Aktivierung von interindividuellen und situationsspezifischen Einflüssen (vgl. Übersicht) abhängig ist, stellt es nur ein relatives Maß dar, das den aktuellen Ableitbedingungen unterliegt und daher normalisiert werden muss, um quantitative Aussagen treffen zu können und vergleichbar zu werden.

Einflussgrößen auf die Qualität des EMG Signal:

- Elektroden-Hautübergang (Fettfilm, Epithelzellen → minimiert),
- Größe der Elektroden und Abstand zwischen den Elektroden (hier weitgehend standardisiert)
- Wassergehalt der Haut,
- Dicke des subkutanen Fettgewebes
- Alter und Trainingszustand
- Arbeitsweise der Muskulatur und Verkürzungs- bzw. Verlängerungsgeschwindigkeit Faseraufbau und -dicke,
- Ermüdung, Reflexe (Senner und Schaff 1999a+b)

³ Hierbei handelt es sich also um eine Betragsbildung mit dem Vorteil einer besseren Lesbarkeit. Ein erhöhter Ausschlag kennzeichnet auch hier einen Anstieg der Kontraktionsstärke (Winter 1987).

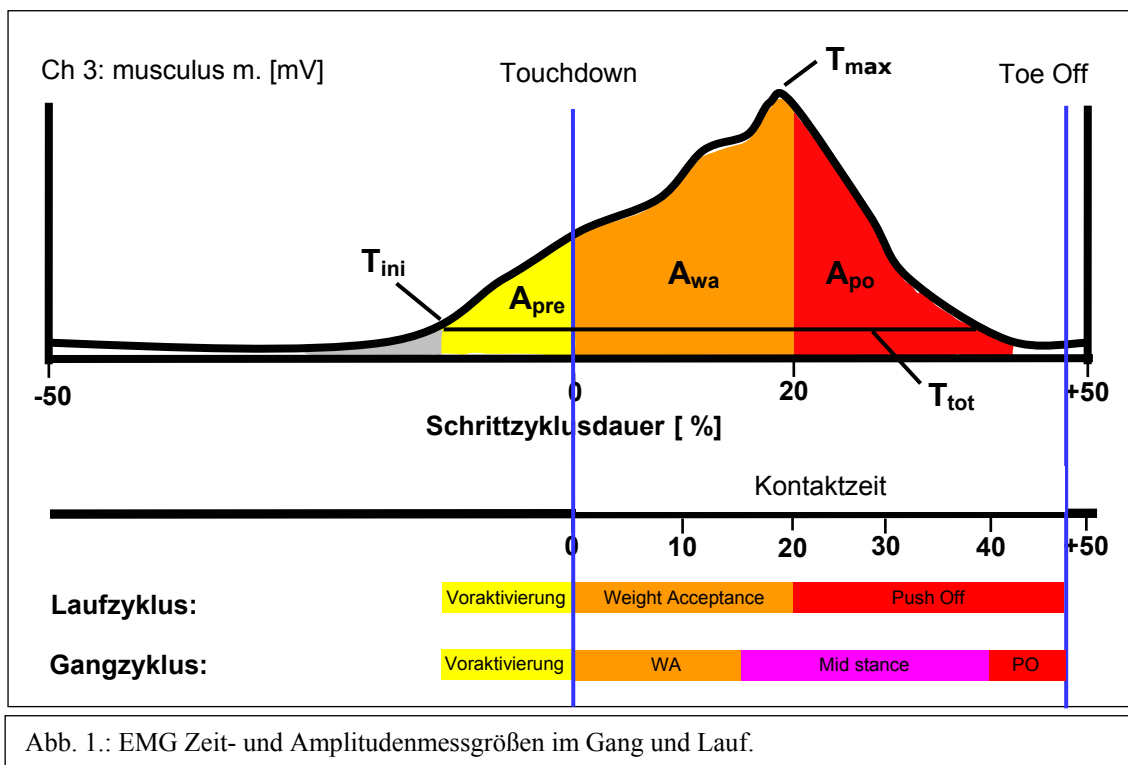
⁴ Die Berechnung eines gleitenden Mittelwerts dient als Grundlage der quantitativen Beurteilung des elektrophysiologischen Signals. Zur Mittelwertbildung wurden 50 Punkte herangezogen.

In den oben beschriebenen Phasen nach Winter wurde daher aus dem gleichgerichteten Signal der Mittelwert gebildet („averaged rectified voltage“, Knaflitz 1992) und dieser auf die mittlere Amplitude über den gesamten Bewegungszyklus normiert (Yang und Winter 1985).

Dargestellt sind im Folgenden:

- [A_PRE] mittlere, normalisierte Amplitude in der Phase der Voraktivierung
- [A_WA] mittlere, normalisierte Amplitude in der Phase der Weight Acceptance
- [A_MS] mittlere, normalisierte Amplitude in der Phase der Mid stance
- [A_PO] mittlere, normalisierte Amplitude in der Phase des Push off

Die Abbildung 1 gibt einen schematischen Überblick über alle extrahierten Messgrößen



Reliabilität

Eine der methodischen Schwierigkeiten der Oberflächenelektromyographie ist, reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten (Mrachacz et al. 1999). Die vielen unterschiedlichen Faktoren, die das Signal beeinflussen, stellen hohe Anforderungen an eine gute Ableitungstechnik und haben Konsequenzen für die Wiederholbarkeit. Erste Reliabilitätsuntersuchungen von Komi und Burskirk (1970) fanden eine höhere Reproduzierbarkeit bei unterschiedlichen Aufzeichnungen innerhalb einer Messung als an zeitlich versetzten Messtagen. Winter und Yack 1987 quantifizierten die Abweichungen der Amplituden einzelner Schritte eines Probanden mit Variationskoeffizienten (CV) zwischen 31 % und 62 % je nach Muskel. Dabei stellten sie fest, dass weiter proximal gelegene Muskeln eine höhere biologische Variabilität zeigen als distal gelegene. Durch die Mittelung mehrerer Schrittzyklen eines Probanden können diese Variationen weiter minimiert werden. Die meisten Untersucher ziehen 8-25 Bewegungszyklen zur Mittelung heran, wobei von Shiavi et al. 1998 gezeigt wurde, dass 6-10 Schritte nötig sind, um ein repräsentatives Profil zu bekommen.

Arsenault et al. (1986) untersuchten die elektromyographische Aktivität von 10 Schritten ihrer Probanden im Gang und fanden eine hohe intraindividuelle Wiederholbarkeit der Daten. Das gleiche bestätigten Guidetti et al. 1996 im Lauf.

Kleissen et al. 1998 gehen soweit, zu behaupten, dass bei standardisierter Elektrodenplatzierung und Signalprozessierung die in verschiedenen Laboratorien erhobenen EMG-Muster gut wiederholbar sind. Gollhofer et al. (1990) fanden bei Dehnungs-Verkürzungs-Kontraktionen einen Reliabilitätskoeffizienten $> 0,85$ für Amplituden und ein stabiles EMG Aktivitätsmuster. Mrachacz et al. testeten an 6 verschiedenen Tagen die EMG-Muster im Sprint und fanden keine intraindividuellen Differenzen in Zeitmessgrößen innerhalb eines Messtages oder an verschiedenen Messtagen. Sie halten EMG Messungen daher für eine reliable Methode, was Zeitmessgrößen angeht.

2.4.2. Plantare Druckverteilung

Die Einsatzgebiete und die Einsatzhäufigkeit plantarer Druckverteilungsmessungen haben in den letzten Jahren in der klinischen und biomechanischen Forschung erheblich zugenommen. Die Möglichkeit einer dynamischen Aufnahme des gesamten Abrollvorgangs – im Gegensatz zu rein statischen Messungen – sowie die Quantifizierbarkeit der Messungen verlieh der Pedographie vor allem in der Fußdeformitätsdiagnostik und -therapie insbesondere bei Einlagen- und Diabetesversorgung wachsende Bedeutung (Brunner et al. 1983, Heidinger et al. 1987, Hughes et al. 1993). In der letzten Zeit nehmen vor allem Techniken zur Messung der Druckverteilung im Schuh einen immer größeren Stellenwert ein, da diese Verfahren geeignet sind, mehrere Schritte hintereinander und beide Fußsohlen parallel zu registrieren (Milani und Kimmeskamp 2000). Des Weiteren fällt der Nachteil des „Zielens“ auf die stationäre Platte weg, so dass reliable und für den Gangzyklus valide Werte erfasst werden können. Eine Reihe von unterschiedlichen Systemen fand und findet hierfür Anwendung. Erhebliche Nachteile aufgeklebter Einzelsensoren konnten gezeigt werden: das Mitbewegen der Sensoren im Schuh durch auftretende Scherkräfte, so dass anatomische Landmarken nicht mehr richtig zugeordnet waren, und ein Fremdkörpergefühl, das möglicherweise das Gangbild verändert (Mc Poil et al. 1995, Kernozek et al. 1996). Einlegesohlensysteme mit integrierten Sensorenmatrices erwiesen sich deswegen als vorteilhaft.

Für die Messung der Druckverteilung unter der Fußsohle wurden in den Studien zwei verschiedene Systeme verwendet, beides kapazitive Messverfahren der Firma Novel.



Das In-Schuh-System mit mobiler Elektronikeinheit (Pedar mobile [PM]) besitzt eine Auflösung von 1 Sensor/2cm² und eine Aufnahme Frequenz von 50 Hz. Die vielen Vorteile im Sinne einer

validen Erfassung des Gangbildes müssen leider mit einigen kleineren Problemen erkauft werden, die hier nicht unerwähnt bleiben sollen. Im Vergleich zur stationären Druckmessplatte besitzen die Druckmesssohlen weniger Sensoren pro Quadratzentimeter und damit eine schlechtere Auflösung. Es zeigte sich in der Vergangenheit, dass Unter-

schiede, die mit der höherauflösenden Messplatte (Emed-SF [SF], 4 Sensoren/cm²) nachgewiesen werden konnten, beim Einsatz des mobilen Systems nicht darstellbar waren (Baur et al. 2001, Bäurle et al. 1999). Der zweite eher praktische Nachteil ist ein hoher Verschleiß an Verbrauchsmaterialien. Insbesondere die Steckerverbindungen und die Sensoren der Sohlen selbst sind durch repetitive hohe Krafteinwirkung sowie die feucht-warme Atmosphäre im Schuh gefährdet. Eine zusätzlich recht aufwendige Auswerteprozedur sind mit einem nicht zu unterschätzenden Kosten- und Zeitaufwand verbunden, der den Einsatz in der täglichen klinischen Routine in Frage stellt.

Reliabilität der Messsysteme

Aufgrund der Vielzahl der unterschiedlichen Messsysteme, die in der Praxis eingesetzt werden, sind nur wenige Studien zur Reliabilität der von uns verwendeten Systeme publiziert. Diese kommen aber ausnahmslos zu dem Schluss, dass - wenn genügend Schritte zur Mittelung zur Verfügung stehen - von einer hohen Wiederholbarkeit der beiden von uns verwendeten Messsystemen ausgegangen werden kann. Mc Poil et al. (1995) untersuchten die Differenzen zwischen Normalkräften und den Druckwerten, die mit dem Pedar-System gemessen wurden. Sie fanden lineare Korrelationen und eine geringe Fehlerquote bei mechanischer Druckapplikation. Bei dynamischen Tests maßen sie einen „Intraclass-correlation-coefficient“ $> 0,95$ sowohl bei mehreren Schritten als auch an mehreren Messtagen und leiten daraus einen „high level of reliability for between trials and between sessions“ ab.

Kernozek et al. (1996) untersuchten die Reliabilität des Pedar-Systems bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten und mit den auch von uns herangezogenen regionalen Messgrößen. Die Reliabilität nahm mit der Anzahl der Schritte zu „with a maximum of 9 steps needed to achieve excellent reliability [$> 0,9$]“ und wurde für alle Geschwindigkeiten bestätigt.

Barnett et al. (2001) verglichen das Pedar-System mit Kraftmessplatten und finden heraus, dass zeitliche Daten gut korrelieren.

Morlock (1991) bescheinigt dem Emed-System einen Messfehler $< 5\%$ und Hughes et al. (1993) untersuchten das Emed-System und bestätigten eine exzellente Reliabilität bei der Mittelung von drei oder mehr Schritten. Sie fanden aber auch, dass bereits ein Einzelschritt über die Platte genügt, um einen „reasonable level of reliability“ zu erreichen.

In eigenen Reliabilitätsuntersuchungen der Arbeitsgruppe, die die später gezeigten Messgrößen untersuchten wurden gering höhere Reliabilität gefunden als in der Literatur (Bäurle et al. 1999, Baur et al. 2001). Das Wiederholbarkeitskriterium nach Bland and Altman war für alle Bedingungen erfüllt. Für Emed-SF wurden gute Test-Retest-Variabilitäten (11 ± 9 %) und ein Korrelationskoeffizient von $r=0,87$ ermittelt, während diese Werte für PM etwas darunter lagen: $TRV=16 \pm 12$ % und $r=0,77$ gemessen in den eigenen Laufschuhen der Probanden (Bäurle et al. 1999). Die Ergebnisse einer weiteren Studie mit SF im Gang zeigen eine Reliabilität für G^5 von $r=0,92$ und einer Test-Retest-Variabilität von $11,9 \pm 8,7$ % (Baur et al. 2001).

⁵ Messgröße zur Bestimmung der Abweichung des Verlaufs des mittleren Druckschwerpunktes von der Fußlängsachse (vgl. auch Kapitel Material und Methoden)

Ablauf der Messungen

Beim Erfassen der Druckverteilung über die Platte wurde der Proband aufgefordert, so natürlich wie möglich in zügiger Ganggeschwindigkeit über den Laufsteg zu gehen und dabei mit dem dritten Schritt die ca. 23 x 44 cm große Platte zu treffen. Es wurden fünf im vorgegebenen Geschwindigkeitsrahmen liegende Schritte auf einen Datenträger gespeichert und in der nachfolgenden Auswertung in der Kontaktphase gemittelt. Die Messung erfolgte barfuß. Den Probanden stand eine unbegrenzte Zahl von Probeversuchen zur Verfügung, bis sie mit der Aufgabe vertraut waren.



Bei den Messungen im Schuh wurde die ca. 2 mm dicke Sensorensohle in den Schuh gelegt, die Einlegesohle des Schuhs wurde dabei dort belassen. Die Passform wurde überprüft und die Sohle mit dem Messkabel verbunden, die Steckerverbindungen wurden mit Leukosilk und die Kabel mit Klettbindern fixiert. Die Probanden trugen einheitliche Socken und wurden zu korrekter Schnürung des Schuhs aufgefordert. Die Messungen im Gymnastikschläppchen erfolgten barfuß.

Der korrekte Sitz der Sohlen und das Fehlen eventueller Sensorenausfälle wurde am Monitor visuell kontrolliert. Vor Beginn der Messungen müssen die Sohlen im entlasteten Zustand kalibriert werden. Aus den 30 gemessenen Doppelschritten wurden nach einem standardisierten Verfahren (s. u.) die ersten 10 verwertbaren Schritte jeder Seite ausgewählt und zur späteren Mittelung herangezogen.

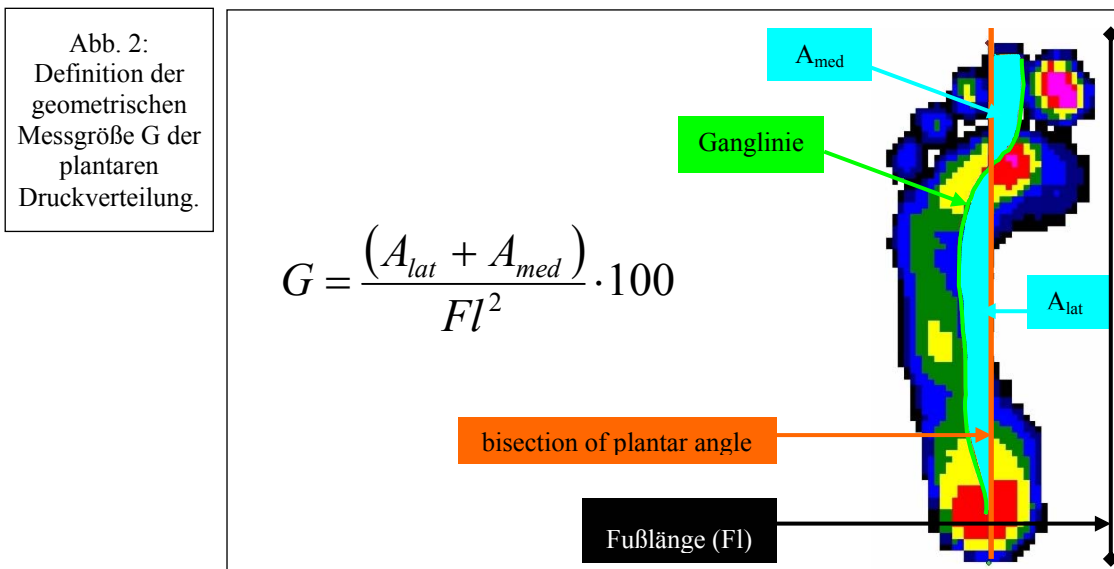
Auswertung und Messgrößen

Der erste Teil der Auswertung erfolgte in den Software-Tools der Firma Novel. Hierbei wurden die einzelnen Schritte zunächst inspiziert und nach folgenden Kriterien ausgewählt: Die Schritte wurden deselektiert, wenn die Ganglinie in ihrem Verlauf mehr als 3 Wendepunkte aufwies oder mehr als 50 % rückläufig war (die Ganglinie stellt den Verlauf des mittleren Druckschwerpunktes⁶ während des Abrollvorgangs dar) bzw. wenn ganze Reihen der Sensoren längs oder quer ausgefallen waren. Nach weiteren Zwischenschritten fand eine Mittelung in der Kontaktphase über 8-10 Zyklen statt. Die Druckbilder der gemittelten Schritte dienen im Folgenden als Grundlage der weiteren

⁶ Der Druckschwerpunkt wird international als Center of pressure COP bezeichnet.

Auswertung. In eigens entwickelten Software-Modulen wurden die zur Interpretation der Daten verwendeten Messgrößen berechnet:

Als Endmesswert [G] wurde die Abweichung der individuellen Ganglinie zur Fußlängsachse (bisection of plantar angle⁷) entwickelt (Bäurle et al. 1999, Baur et al. 2001). G wurde definiert als die Summe der Flächen medial und lateral der bisection of plantar angle zur quadrierten Fußlänge multipliziert mit einem Korrekturfaktor von 100 (Abb. 2). Der Vorteil dieser eigenentwickelten Größe liegt in der Erfassung der Dynamik des Abrollvorgangs.

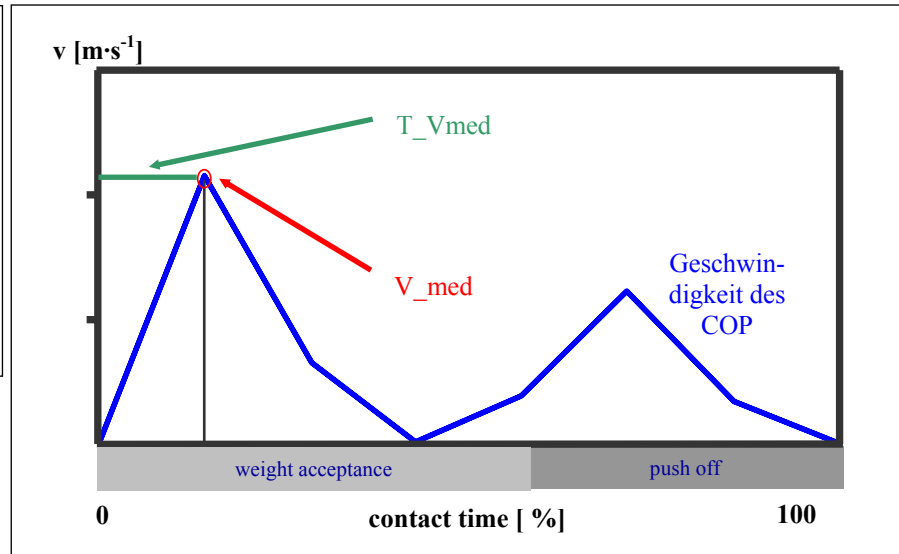


Zur Charakterisierung des zeitlichen Verlaufs des Abrollvorgangs wurden zunächst die Messgrößen Kontaktzeit und Schrittzklusdauer herangezogen.

Mit Vmed_WA und T_Vmed_WA wird versucht den Verlauf des Center of pressure zeitlich zu beschreiben. So quantifiziert T_Vmed_WA den Zeitpunkt des ersten Übergangs der Ganglinie von lateral nach medial in der Weight acceptance. V_med_WA bezeichnet die maximale Geschwindigkeit dieses latero-medialen Übergangs (Abb. 3).

⁷ Bisection of plantar angle repräsentiert die geometrische Winkelhalbierende der Tangenten an den lateralen und medialen Fußrand dar.

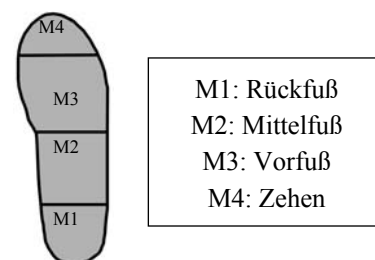
Abb. 3:
Definition der
Zeitmessgrößen
der plantaren
Druckverteilung:
maximale
Ganglinienge-
schwindigkeit
(V_{med}) und
deren Zeitpunkt
(T_{Vmed}).



Die Untersuchung des Spitzendrucks unter dem Fuß ist in der Literatur das gängigste Verfahren der Druckanalyse. Ein wissenschaftlicher Nachteil dieser Messgröße ist allerdings, dass die detektierten Druckspitzen zeitlich und räumlich nicht näher zugeordnet werden können. Konkret bedeutet dies, dass der gleiche Druck bei zwei verschiedenen Probanden beispielsweise einmal zu Beginn des Abrollvorgangs im Rückfuß und einmal im Vorfuß beim Abdruck vom Boden liegen kann.

Es wird daher versucht, diesen Nachteil durch die räumliche Analyse in kleineren Bereichen des Fußes zu minimieren. Dafür werden verschiedene sogenannte „Masken“ verwendet, die den Fuß in Areale unterteilen, die in etwa bestimmten Fußstrukturen entsprechen sollen, wobei eine anatomischen Korrelation der Angaben nur näherungsweise angenommen werden kann. Eine funktionell sinnvoll erscheinende Unterteilung gliedert den Fuß in Rückfuß, Mittelfuß, Vorfuß und die Zehen. Diese Maske wird als „4-mask-standard-division“ („4SD“) bezeichnet und ist Bestandteil der Pedar-Auswertesoftwarepakete (Abb. 4).

Abb. 4: 4SD-Maske



Da die Probanden alle Rückfußläufer waren (d.h. den initialen Bodenkontakt mit der Ferse hatten), durchläuft die Ganglinie nacheinander die 4 Bereiche, so dass die Analyse der 4 Masken im Abrollverlauf plausibel erscheint. Bei einer medio-lateralen Unterteilung wäre eine solche funktionelle Betrachtung hingegen nicht möglich.

Eine weitere Messgröße, die aus der Literatur bekannt ist, wurde zusätzlich in den Masken ausgewertet: Der „Maximum mean pressure“ gibt den Spitzendruck des mittleren Drucks an, der auf die entsprechende Fläche ausgeübt wurde. Während der „Peak pressure“ bereits einen einzigen Sensor widerspiegeln kann, bezieht sich der maximale mittlere Druck auf den Mittelwert aus mehreren Sensoren. Die Mittelung bietet den Vorteil des Wegfalls von Artefakten, die eventuell mit extrem hohem Druck bei einem einzelnen Sensor auffallen. So können zum Beispiel durch eine minimale Wellung der Sohle oder einen defekten Sensor vermeintliche Druckspitzen entstehen. Der Mean pressure ermöglicht also eine globalere Analyse der Drucke in den Regionen. Der Peak pressure ist dagegen in der Lage extrem lokalisierte pathologische Spitzenwerte zu erkennen, und wird deshalb häufig bei der Analyse solcher pathologischer Gegebenheiten eingesetzt, die auch eine lokale Therapie nach sich ziehen (z.B. Weichbettung eines Hallux valgus oder eines Ulkus beispielsweise im Rahmen einer diabetischen Neuropathie).

2.5. Statistik

Anthropometrische Daten wurden aus den Case report forms in eine Datenbank eingegeben und anhand der CRFs später auf einem Ausdruck manuell überprüft.

Alle ausgewerteten Daten wurden anhand eines Range-checks auf ihre Plausibilität überprüft, ausreißende Werte zurückverfolgt und gegebenenfalls neu berechnet.

Generelle Dropouts wurden keine verzeichnet.

Nach Ausdruck der Daten wurden fehlende Werte markiert, überprüft und nachgetragen.

Es wurden stichprobenweise Werte der Originaldaten neu berechnet und mit den Einträgen in der Datenbank verglichen. Mehr als 95 % der Werte mussten dabei übereinstimmend berechnet sein.

Die statistische Auswertung erfolgte zunächst rein deskriptiv mittels Darstellung des Mittelwerts und der Standardabweichung in Tabellen- und Säulendiagrammform, bzw. des Mittelwerts und des 95 % Konfidenzintervalls in Mean-Diamonds.

Außerdem wurden individuelle Differenzen (zwischen den Messtagen bei BF sowie zwischen den Schuhkonditionen in FUNC) der Messwerte berechnet und in Form von Verteilungen dargestellt.

Überprüfung auf statistisch signifikante Unterschiede erfolgte mittels multifaktorieller Varianzanalyse (für BF mit Messwertwiederholung) sowie dem zweiseitigen Test nach Tukey-Kramer. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % gesetzt ($\alpha=0.05$).

Die statistisch zu prüfenden 0-Hypothesen lauten:

$H_{0\text{FUNC}}$: Es bestehen keine Unterschiede im Innervations- und Koordinationsmuster der Muskulatur und den plantaren Druckverteilungsmustern beim Gehen und Laufen unter dem Einfluss verschiedenen Neigungs-, Untergrund- und Schuhbedingungen.

$H_{0\text{BF}}$: Es bestehen keine Unterschiede im Innervations- und Koordinationsmuster der Muskulatur und den plantaren Druckverteilungsmustern vor und nach einer fünftägigen Adaptationsphase an das Barfusslaufen.

3. Ergebnisse

3.1. Beschreibung des funktionellen Abrollvorgangs in Gang- und Laufbewegung

3.1.1. Elektromyographie

Zeitgrößen in der Laufbewegung

Die folgenden Abbildungen geben einen Überblick über das intermuskuläre Koordinationsmuster der abgeleiteten Unter- und Oberschenkelmuskelgruppen im Lauf bei 12 km/h. Dargestellt sind jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung der Gruppe für die im Gymnastikschläppchen simulierte Barfussbedingung. Der Wert ist ausgedrückt in Prozent eines Doppelschrittes und in Bezug zum Touch down (= 0 %). Von unten nach oben sind die folgenden Muskeln aufgetragen: M. tibialis anterior (TA), M. peroneus longus (PL), Mm. gastrocnemii lateralis (GL) und medialis (GM), M. soleus (SOL), M. vastus medialis (VM), M. rectus femoris (RF), M. vastus lateralis (VL), M. biceps femoris (BF) und M. gluteus maximus (G). Der M. quadriceps (VM, RF und VL) und die Plantarflexoren (GM, GL und SOL) sind jeweils als funktionelle Einheiten in der gleichen Farbe dargestellt.

Die drei folgenden Abbildungen zeigen den Aktivierungsbeginn (T_{ini}), den Zeitpunkt der maximalen Aktivierung (T_{max}) und die Gesamtzeit der Aktivierung (T_{ges}).

Der M. tibialis anterior wird als Fußheber im Laufzyklus als erster aktiviert (Abb. 5). Er dient der Dorsalextension des Fußes mit drei funktionellen Teilaufgaben: er verhindert während der Schwungphase das „Schleifen“ der Zehen auf dem Boden, ermöglicht den Rückfußbodenkontakt und kann exzentrisch das Senken des Vorfußes während des Beginns der Kontaktphase kontrollieren. Sein Aktivierungsbeginn liegt um 50 % vor Touch down. Der Zeitpunkt der maximalen Aktivierung ist kurz vor dem Auftreffen des Fußes (Abb. 6), das Aktivierungsende 25 % danach. Dieser Muskel ist somit insgesamt am längsten - nämlich 80 % der Schrittzkluszeit - aktiviert (Abb. 7).

Abb. 5:
 T_{ini} :
 Beginn der
 Aktivierung
 im Lauf bei
 12 km/h im
 Gymnastik-
 schläppchen
 in Bezug zum
 Touch down
 (0) und den
 Schrittzyl-
 klusphasen

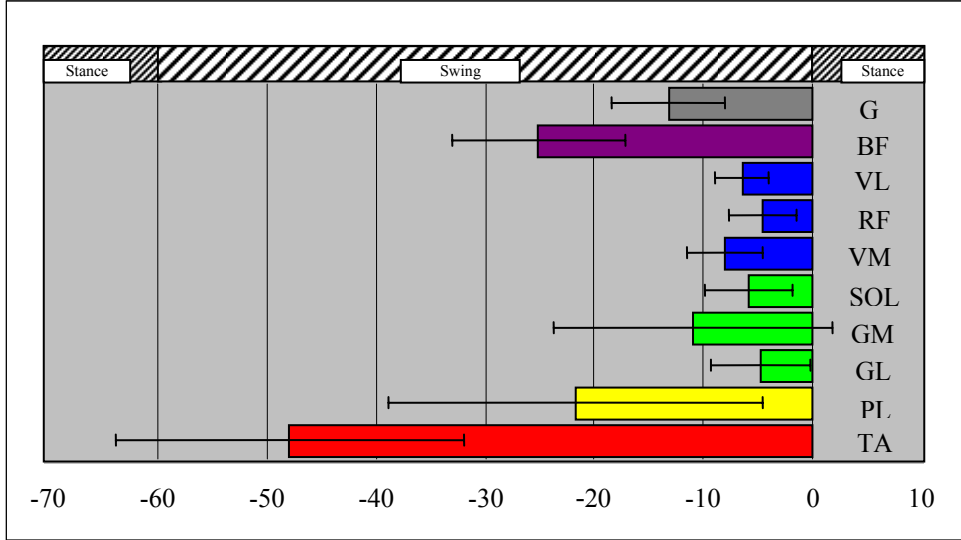


Abb. 6
 T_{max} :
 Zeitpunkt der
 maximalen
 Aktivierung
 im Lauf bei
 12 km/h im
 Gymnastik-
 schläppchen
 in Bezug zum
 Touch down
 (0) und den
 Schrittzyl-
 klusphasen

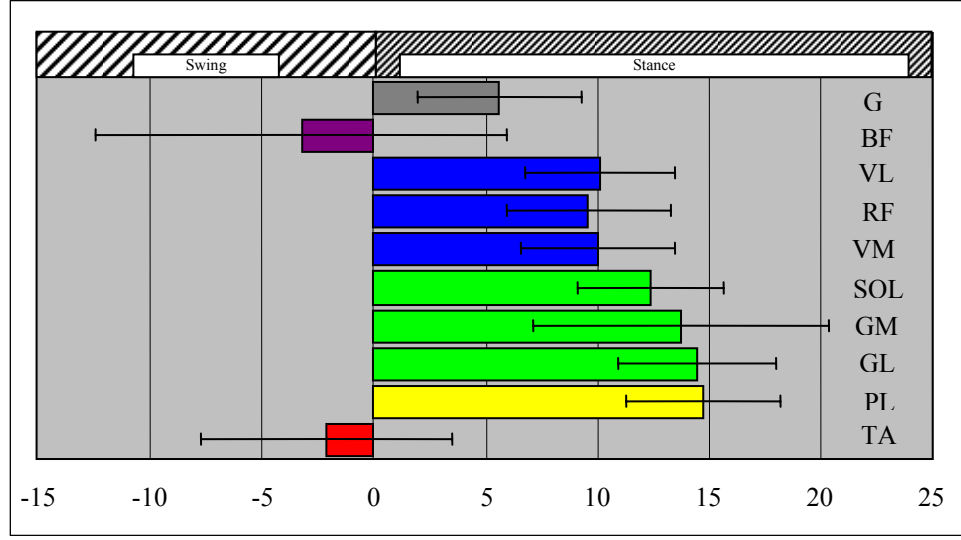
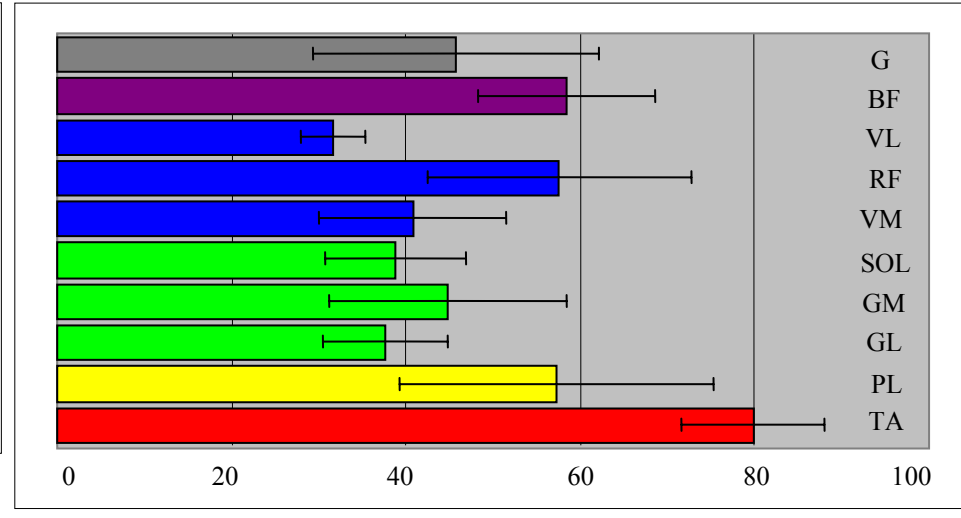


Abb. 7
 T_{ges} :
 Gesamtdauer
 der Akti-
 vierung im
 Lauf bei 12
 km/h im
 Gymnastik-
 schläppchen
 in Bezug
 zum Touch
 down (0) und
 den Schrittzyl-
 klusphasen



Die Hauptfunktion des M. peroneus longus beim Laufen ist die Sprunggelenksstabilisation. Um den Aufprall des Fußes vorzubereiten, wird er bereits ca. 20 % vor dem Auftreffen des Fußes aktiviert (Abb. 5). Der Zeitpunkt des Maximums liegt dann - mit 15 % - nach dem Touch down, aber noch in der Phase der Gewichtsaufnahme (Abb 6). Während der Standphase unterstützt er zusätzlich die Plantarflexion des Fußes und endet wie der M. soleus bei knapp 30 %. Durch diese unterschiedlichen Funktionen hat er ebenfalls eine relativ lange Gesamtaktivierungsdauer von 60 % (Abb. 7).

Die Streckschlinge - bestehend aus Mm. gastrocnemii lateralis (GL) und medialis (GM) sowie dem M. soleus (SOL) - arbeitet synchron, wobei der GM die längste Aktivierung aufweist, der SOL als eingelenkiger Muskel die kürzeste (Abb. 7). Sie haben wichtige exzentrische und konzentrische Aufgaben wie die Dämpfung des Impacts und die Vorwärtsbewegung. Der Beginn der Aktivierung liegt im Lauf für alle 3 Muskeln vor dem Touch down. Der GM aktiviert 10 % vor, GL und SOL beginnen 5 % vor dem initialen Bodenkontakt (Abb. 5). Als Plantarflexoren bleiben die drei Muskeln fast die ganze Kontaktphase aktiviert und haben das Maximum mit dem PL zwischen 10 und 15 % der stride time (Abb. 6).

Die Oberschenkelvorderseite - hier: Vastus medialis und lateralis (VM und VL) und Rectus femoris (RF) - wird ab der späten Schwungphase bis kurz nach dem Ende der Weight acceptance aktiviert, um das Bein auf den Aufprall vorzubereiten und die Impactkräfte zu absorbieren (Abb. 5). Die eingelenkigen Anteile weisen eine eher geringe Gesamtaktivierungszeit von 30-40 % der Zyklusdauer auf, während der zweigelenkige RF fast 60 % des Zyklus aktiviert wird (Abb. 7).

Die Oberschenkelrückseite dagegen beginnt schon 25 % vor dem Bodenkontakt in der Flugphase, um exzentrisch der Beschleunigung des Oberschenkels und der Tibia in Vorwärtsrichtung entgegen zu wirken. Das Maximum liegt dementsprechend im Mittel kurz vor Touch down, allerdings mit einer sehr hohen Variabilität zwischen -16 % und +12 %. Die Gesamtzeit ist analog zum RF hoch (knapp 60 %).

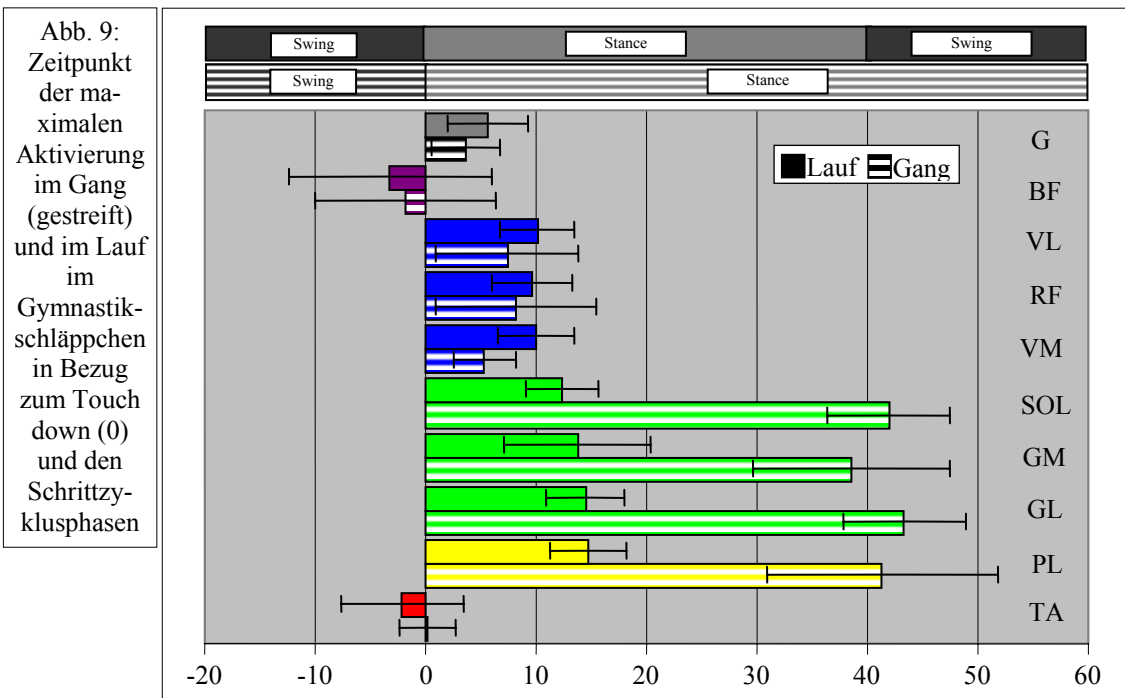
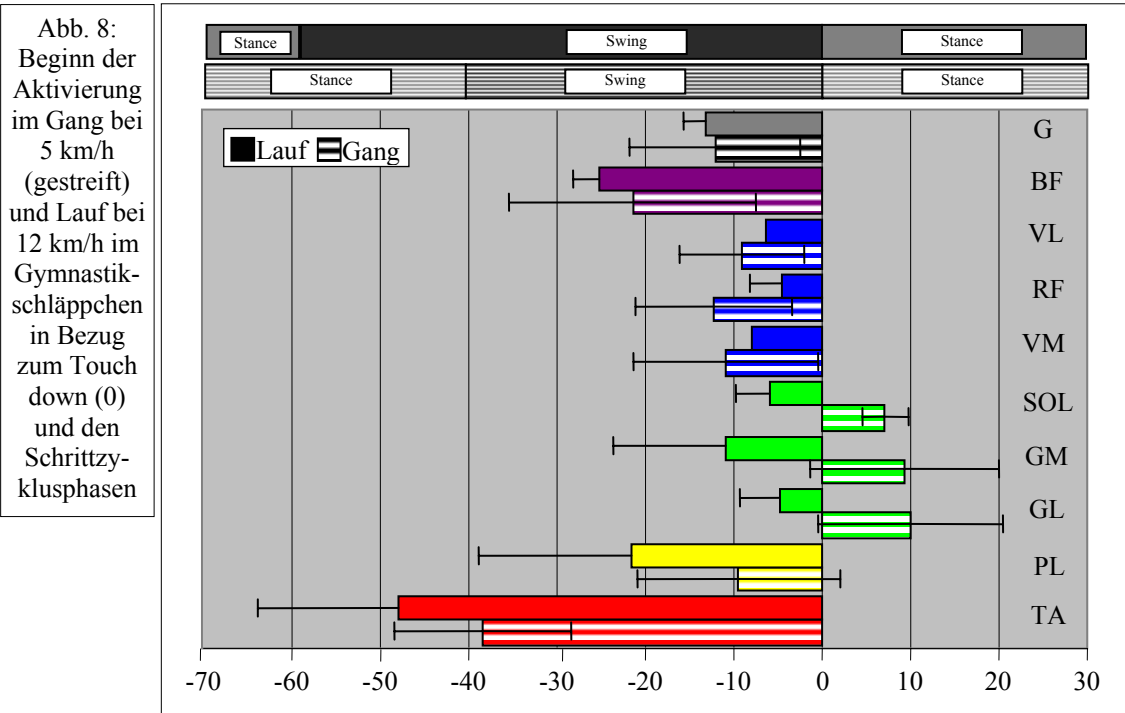
Die Hüfte wird am Ende der Schwungphase und während der gesamten Standphase gestreckt. Die maximale Streckung wird kurz vor Toe off erreicht. Diese Funktion wird hauptsächlich vom M. gluteus maximus (G) übernommen. Dementsprechend beginnt seine Aktivierung 12 % vor Touch down, das Maximum der Aktivierung ist 5 % nach

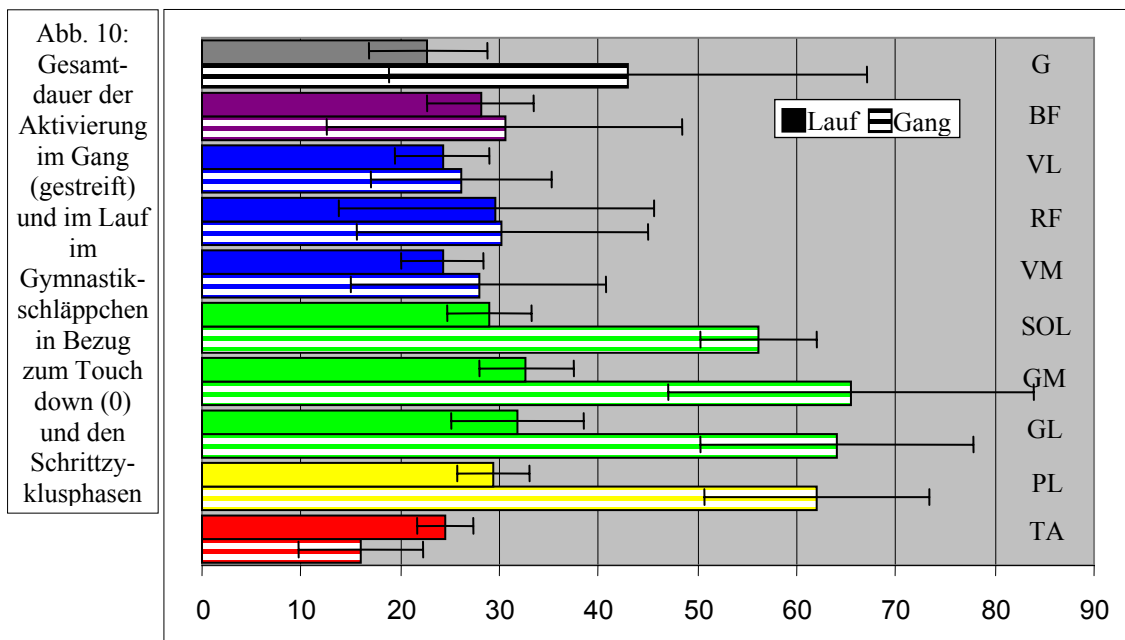
dem initialen Bodenkontakt. Die Aktivierung aller untersuchten Muskeln über Kniehöhe endet zwischen 20 % und 30 % nach Touch down.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass alle Muskelgruppen um den Touch down herum die höchste Aktivierung aufweisen und für den initialen Bodenkontakt einen höheren Stellenwert zu haben scheinen als für das Abdrücken des Fußes vom Boden.

Zeitgrößen in der Gangbewegung

Die Abbildungen 8-10 zeigen den Vergleich zwischen der Laufbewegung bei 12 km/h und dem Gehen bei 5km/h anhand der EMG Zeitmessgrößen. Die Darstellung ist analog zum Kapitelanfang, die neuen Ergebnisse der Messungen im Gang sind gestreift markiert. Es wurden wiederum als Referenz der natürlichen Bewegung die simulierten Barfussmessungen im Gymnastikschläppchen dargestellt.





Insgesamt gibt es an der Oberschenkelmuskulatur keine bedeutsamen Differenzen der Zeitmessgrößen im Gang gegenüber dem Lauf - mit Ausnahme eines wesentlich späteren Aktivierungsendes des Glutaeus maximus. Die Streuung scheint im Gang generell höher zu sein.

Der Unterschied im Beginn der Aktivierung zwischen Gang- und Laufbewegung ist bei allen Oberschenkelmuskeln kleiner als 8 %, wobei der Quadriceps im Gang 2-8 % früher, der M. biceps femoris (BF) 4 % später und der Glutaeus maximus (G) 1 % später aktiviert wird. Alle Muskeln beginnen dennoch vor dem Touch down aktiviert zu werden. Insgesamt kann festgestellt werden, dass sich der Zeitpunkt der Voraktivierung leicht von der Oberschenkelrückseite zur Oberschenkelvorderseite verschiebt: Hüftbeuger bzw. Kniestrecke werden im Gang etwas früher, Hüftstrecker bzw. Kniebeuger werden etwas später aktiviert.

Die Zeitpunkte der maximalen Aktivierung liegen ebenfalls am Quadriceps und Glutaeus minimal früher, am Biceps femoris minimal später als in der Laufbewegung, und das Ende unterscheidet sich nur im Glutaeus mehr als 5 %. Dieser ist, betrachtet man die Mittelwerte, im Gang 20 % länger aktiv. Die hohe Standardabweichung zeigt aber, dass hier große interindividuelle Differenzen zu bestehen scheinen. Bei genauerer Analyse der Einzelwerte der Daten zeigt sich, dass die Hälfte der Probanden das Ende bei ca. 20 % haben, während ein Viertel den Glutaeus sehr lange (bis 80 %) aktivieren,

und das Ende bei einem weiteren Viertel zwischen 40 % und 60 % liegt. Man muss daher davon ausgehen, dass hier interindividuell unterschiedliche Aktivierungsmuster vorliegen.

Die Unterschenkelmuskulatur weist gravierendere Unterschiede auf. Auch hier ist die Streuung offensichtlich im Gang in allen Messgrößen größer.

Die Streckschlinge verliert im Gang die Voraktivierung der Laufbewegung und wird erst 5-10 % nach dem initialen Bodenkontakt aktiviert. Der TA und der PL beginnen beide ca. 10 % später als im Lauf, wobei der TA insgesamt eine verkürzte Gesamtzeit aufweist, da er zusätzlich noch 10 % früher endet. Dies ist nicht verwunderlich, wenn man bedenkt, dass die Schwungphase im Gehen den wesentlich geringeren Anteil des Schrittzklus ausmacht (38 % Schwung- gegenüber 62 % Standphase – im Lauf ist dieses Verhältnis umgekehrt). Der PL hingegen zeigt eine deutlich verlängerte Gesamtaktivierung. Er bleibt - wie auch die anderen Plantarflexoren - 30 % der Schrittzklusdauer länger aktiviert. Dies könnte ein Hinweis dafür sein, dass der PL beim Gehen eine größere Bedeutung in seiner Funktion als aktiver Strecker im Sprunggelenk hat, während er beim Laufen eher stabilisierende Funktionen beim Aufkommen des Fußes erfüllt. Ähnliches gilt wohl auch für die Streckschlinge: Hier scheint im Gehen die Aufprallkräfte dämpfende, exzentrische Belastung zugunsten der konzentrischen Abdruckbewegung in den Hintergrund zu treten. Die generell verlängerte Standphase im Gang (62 % gegenüber 39 % im Lauf) dürfte der Hauptgrund für die längere Aktivierungsdauer sein.

Amplituden in der Gang- und Laufbewegung

In den Diagrammen sind die auf die mittlere Amplitude des Zyklus normalisierten Amplituden aller 3 (im Gang 4) Phasen des Schrittzyklus dargestellt. Dabei finden sich in der ersten Abbildung die Unterschenkel- (Abb. 11), in der zweiten Abbildung die Oberschenkelmuskeln (Abb. 12).

Die 3(4) Balken eines Muskels bezeichnen die einzelnen Amplitudenhöhen in den Phasen Voraktivierung, Weight acceptance, (Mid stance) und Push off. Rechts sind - jeweils ausgefüllt - die Laufbedingung, links schraffiert die Gangbedingung dargestellt. Da im Gang die Voraktivierung der Plantarflexoren wegfällt, haben die entsprechenden Diagramme nur 3 Balken.

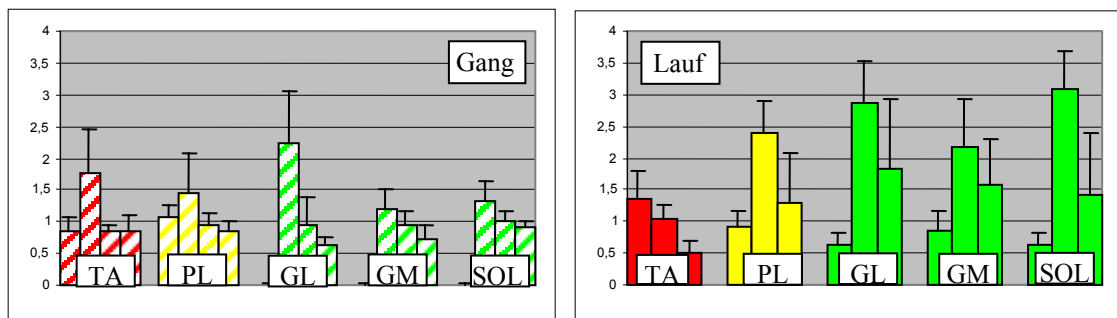


Abb. 11: Amplituden der Unterschenkelmuskeln in den Phasen Voraktivierung, Weight acceptance, (Mid stance nur im Gang) und Push off im Gang bei 5km/h (schraffiert) und im Lauf bei 12 km/h

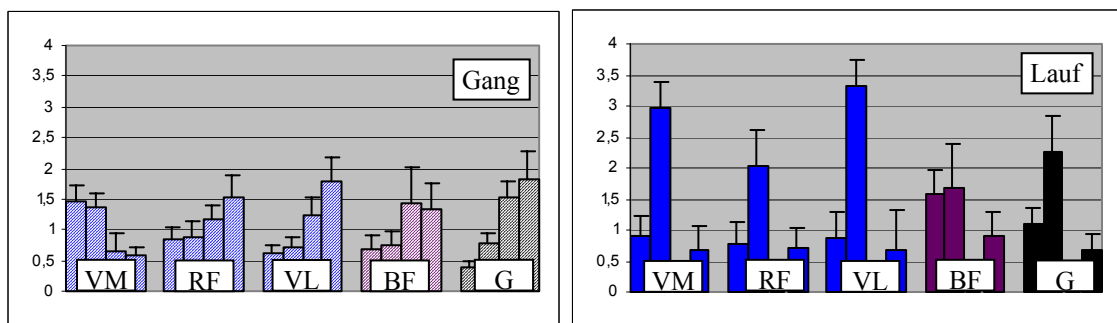


Abb. 12: Amplituden der Oberschenkelmuskulatur in den Phasen Voraktivierung, Weight acceptance (Mid stance im Gang) und Push off im Gehen bei 5km/h (schraffiert) und im Laufen bei 12km/h

Im Lauf hat der TA sein größtes Aktivierungsausmaß am Ende der Schwungphase (=Voraktivierung), im Gang dagegen während der Gewichtsübernahme, also später und nach dem Bodenkontakt.

Der PL hat in Gang und Lauf ein ähnliches Muster – die höchste Amplitude in der Phase der Gewichtsaufnahme. Im Lauf ist das Ausmaß jedoch deutlich höher als im Gang, was die Theorie unterstützt, dass dem Muskel im Lauf eine entscheidendere Stabilisierungsfunktion zukommt.

Erstaunlich an den Amplitudenanalysen der Strecksehne ist, dass diese ebenfalls die höchste Amplitude in der Phase der Weight acceptance und nicht im Push off haben. Dies gilt für Gang und Lauf, mit einem höheren Ausmaß im Lauf. Im Lauf hat der ein-gelenkige M. soleus in dieser Phase insgesamt die höchste Amplitude (Mittelwert 3,1), im Gang der GL (Mittelwert 2,2).

Die Oberschenkelmuskeln scheinen im Gang entscheidend am Push off beteiligt zu sein. RF, VL, BF und G haben in dieser Phase die höchste Aktivierungsstärke. Der VM stellt hier eine Ausnahme dar: er verhält sich entgegengesetzt zu den beiden anderen Kniestreckern mit der höchsten Amplitude in der Voraktivierung und der Weight acceptance.

Im Lauf spielen alle Muskeln wiederum die größte Rolle während der Gewichtsübernahme, die Aktivierung ist hier 2-3 mal so hoch wie das Mittel über den ganzen Zyklus. Der BF hat durch seine bremsende Funktion in der Schwungphase in der Voraktivierung eine mit der Weight acceptance vergleichbar hohe Aktivierungsstärke.

3.1.2. Plantare Druckverteilung

Druckverteilung über den ganzen Fuß

Die geometrische Messgröße G, die die Abweichung der individuellen Ganglinie zur Fußlängsachse bezeichnet, beschreibt den Abrollvorgang über den ganzen Fuß. Für das Laufen auf dem Laufband in der Barfusssimulation mittels des Gymnastikschläppchens betrug der Mittelwert von G über die Gesamtstichprobe 0,81, im Gang über das Laufband 0,84 (Abb. 13). Da G eine dimensionslose Größe ist, kann über die Höhe des Messwertes keine direkte Auskunft über den Abrollvorgang abgeleitet werden. Es sei jedoch festgehalten, dass sich G im Gang und im Lauf nicht statistisch signifikant

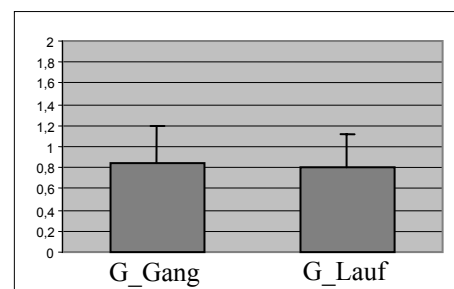


Abb. 13: Messgröße G in Gang und Lauf im Gymnastikschläppchen.

unterscheidet. Der gemessene Mittelwert kann als Vergleichswert für Interventionsuntersuchungen und Messungen mit Patientengruppen betrachtet werden.

In den zeitlichen Messgrößen der plantaren Druckverteilung hingegen bestehen Unterschiede zwischen Gang und Lauf: Die maximale Medialisierungsgeschwindigkeit in der Phase der Gewichtsaufnahme V_{med_WA} beträgt im Lauf 0,07 m/s, im Gang 0,2 m/s. Der latero-mediale Übergang findet also im Lauf wesentlich schneller statt (Abb. 14.). Versucht man einen Vergleich, indem man die Geschwindigkeiten des Laufbandes mit den V_{med_WA} -Werten in Beziehung setzt, so zeigt sich, dass bei einer 2,4-fachen Laufgeschwindigkeit (12km/h im Lauf, 5km/h im Gang) eine 2,9-fache Medialisierungsgeschwindigkeit resultiert. Der Anstieg von V_{med_WA} im Lauf scheint somit proportional größer als der Anstieg der absoluten Laufgeschwindigkeit zu sein.

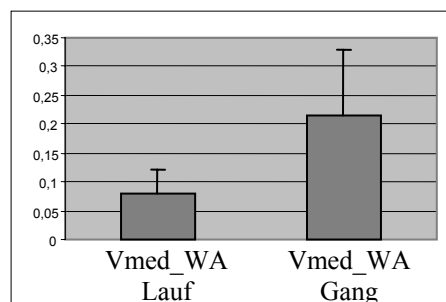


Abb. 14: Messgröße V_{med_WA} in ms in Gang und Lauf im Schläppchen.

Die Kontaktzeit des Fußes auf dem Boden ist im Lauf deutlich kürzer als im Gang. Im Mittel beträgt sie in dieser Untersuchung im Gymnastikschläppchen im Gang 590 ms, im Lauf dagegen 207 ms. Die Schrittzklusdauer beträgt im Gang im Mittel 1040 ms, im Lauf 700 ms, sie variiert im Lauf jedoch um 80 ms, im Gang um 40 ms. Für die Kontaktzeit bedeutet dies, dass im Gang 57 %, im Lauf 30 % auf die Standphase entfallen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nur in den zeitlichen, nicht aber in den räumlichen Größen Unterschiede zwischen Gang- und Laufbewegung bestehen, betrachtet man den gesamten Abrollvorgang.

Druckverteilung in verschiedenen Arealen des Fußes

In den folgenden Abbildungen ist der regionale Druck einmal als mittlerer, einmal als maximaler Druck in den 4 Bereichen der 4SD-Maske in Gang und Lauf dargestellt. Die Darstellung der Masken (M1-M4) nebeneinander soll einen Eindruck des Druckverlaufes während des Abrollvorgangs vermitteln, so dass auch hier das Gesamtbild der Bewegung betrachtet werden kann.

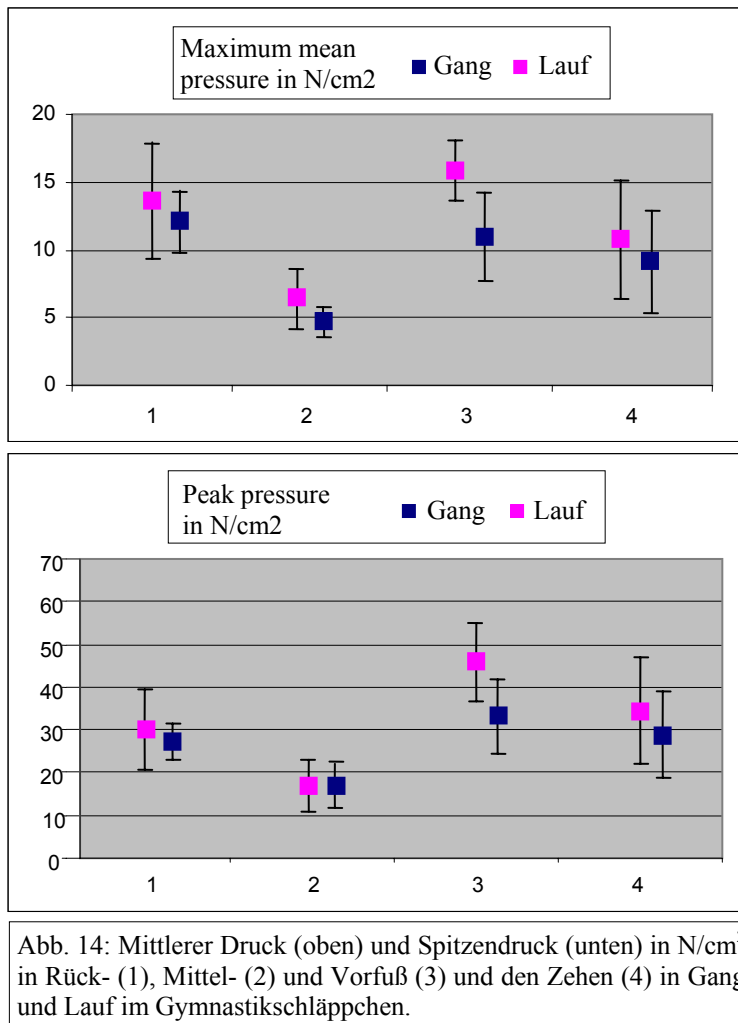


Abb. 14: Mittlerer Druck (oben) und Spitzendruck (unten) in N/cm² in Rück- (1), Mittel- (2) und Vorfuß (3) und den Zehen (4) in Gang und Lauf im Gymnastikschläppchen.

Es ist zu erkennen, dass sich sowohl der mittlere, als auch der maximale Druck in Gang und Lauf nicht gravierend voneinander unterscheiden. Ein generell etwas höherer Druck im Lauf ist lediglich in M3, der Maske, die den Vorfußbereich wieder spiegelt, deutlich ausgeprägt.

Aus den Grafiken erkennbar ist außerdem, dass die Spitzendrucke erwartungsgemäß generell größer sind als der mittlere Druck: im Rückfuß (M1) 2,3-mal, in den Mittelfuß-, Vorfuß- und Zehenbereichen (M2, M3, M4) 3-mal so hoch.

Über den gesamten Fuß betrachtet beträgt der Spitzendruck 36 N/cm² im Gang und 47 N/cm² im Lauf, der mittlere Druck 11 N/cm² im Gang und 13 N/cm² im Lauf.

Der mittlere Druck und der Spitzendruck sind insgesamt im Lauf im Vorfuß am größten. Im Gang wird der höchste mittlere Druck im Rückfuß, der Spitzendruck ebenfalls im Vorfuß erreicht.

Die Standardabweichungen sind bezüglich des Peak pressure höher als bezüglich des Mean pressure und im Gang geringer als im Lauf. Berechnet man diese jedoch prozentual zum Messwert zeigen sich die Unterschiede nicht mehr. Im Gang findet sich hierbei die größte Variabilität der Messwerte im Zehenbereich, die stabilsten Werte dagegen im Rückfuß. Im Lauf sind die Schwankungen ebenfalls unter den Zehen und dem Mittelfuß am größten; im Vorfußbereich am kleinsten.

3.2. Ergebnisse bei unterschiedlichen Untergründen

3.2.1. Elektromyographie

Zeitgrößen

Die nachfolgenden Abbildungen sind in der Darstellung analog zu denen im Kapitel 3.1.1. Es ist der Beginn, das Maximum und die Gesamtdauer der Aktivierung der zehn abgeleiteten Muskeln beim Gehen abgebildet. Horizontal gestreift sind die Ergebnisse beim Gehen auf dem Laufband (LB) hervorgehoben, vertikal gestreift die Verhältnisse auf dem Laufsteg (Walkway, WW).

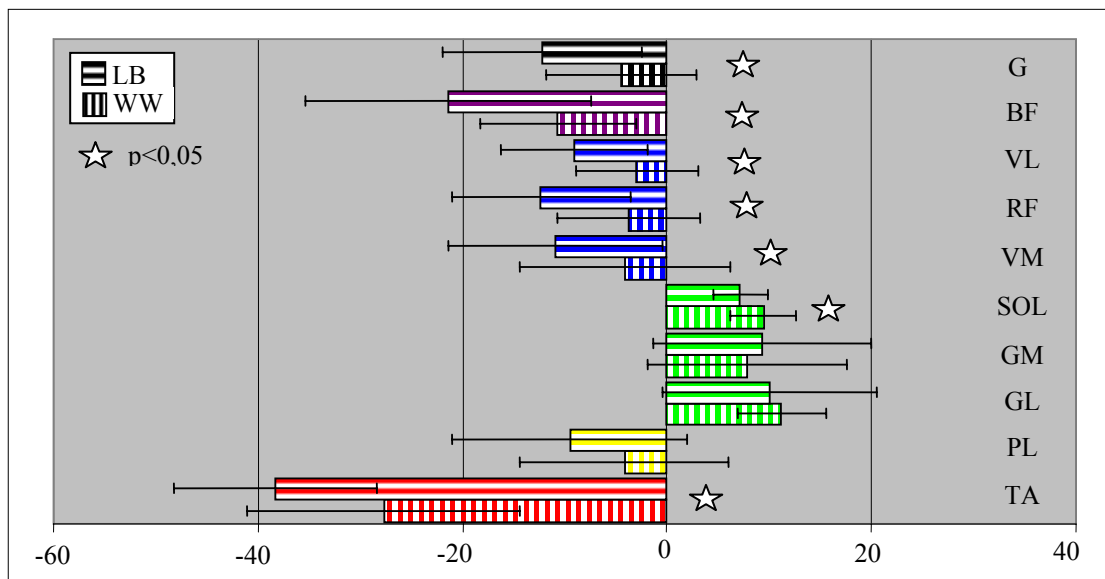


Abb. 15: Beginn der Aktivierung im Gang bei 5 km/h im Gymnastikschlappchen auf dem Laufband (LB) und dem Laufsteg (WW) in % eines Doppelschrittes in Bezug zum Touch down (0)

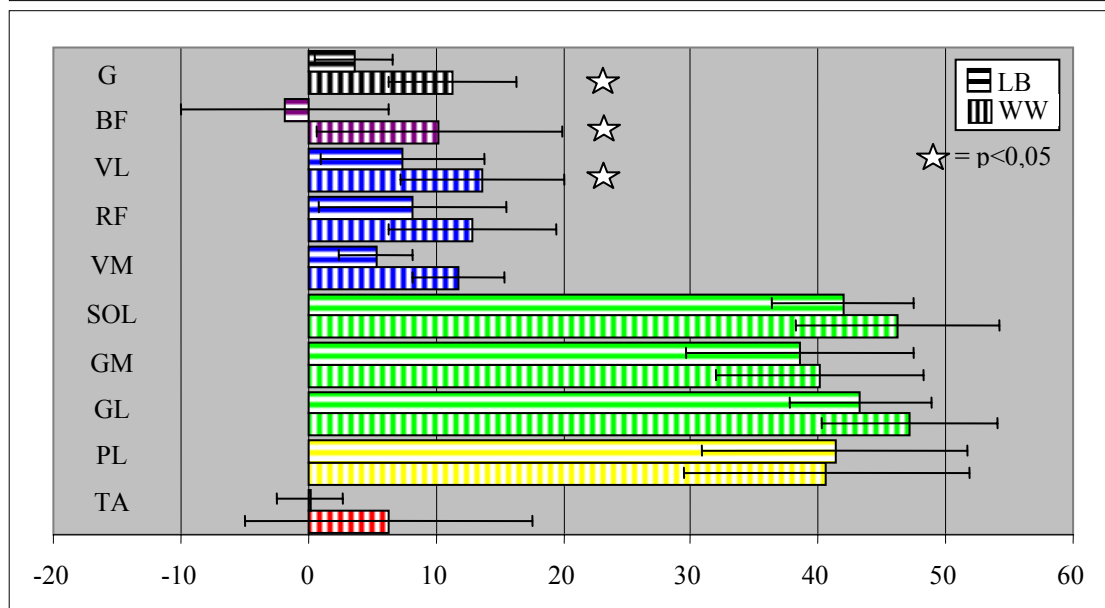


Abb. 16: Zeitpunkt der maximalen Aktivierung im Gang bei 5 km/h im Gymnastikschlappchen auf dem Laufband (LB) und Laufsteg (WW) in % eines Doppelschrittes in Bezug zum Touch down (0).

In dieser deskriptiven Darstellung erkennt man, dass beim Gehen auf dem Laufband nahezu alle Muskeln (mit Ausnahme der Streckschlinge des Unterschenkels) einen früheren Beginn haben (Abb. 15). Die Unterschiede sind an den Oberschenkelmuskeln deutlicher ausgeprägt als am Unterschenkel. Eine Voraktivierung der Streckschlinge wurde auf dem Laufsteg ebenso wenig beobachtet wie auf dem Laufband.

Eine hypothesenprüfende statistische Auswertung der Daten ergab signifikante Unterschiede für TA, SOL, VM, RF, VL, BF und G ($p < 0,05$). Die entsprechenden Muskeln sind in den Abbildungen mit einem Stern markiert.

Auch der Zeitpunkt der maximalen Aktivierung liegt auf dem Laufsteg später. Dies lässt sich wiederum besonders für die Oberschenkelmuskulatur und den M. tibialis anterior feststellen. Der Biceps femoris, dessen Maximum auf dem Laufband vor dem Touch down liegt, hat sein Maximum beim Gehen auf dem Laufsteg 10 % nach dem Aufsetzen des Fußes. Die Streckschlinge und jetzt auch der M. peroneus zeigen keine deutlich differenten Ergebnisse. Statistisch signifikante Ergebnisse ergaben sich für VL, BF und G ($p < 0,05$).

Die Gesamtzeit der Aktivierung zeigt nur geringe Differenzen: Der RF und der G haben auf dem Laufband eine insgesamt längere Aktivierungsdauer.

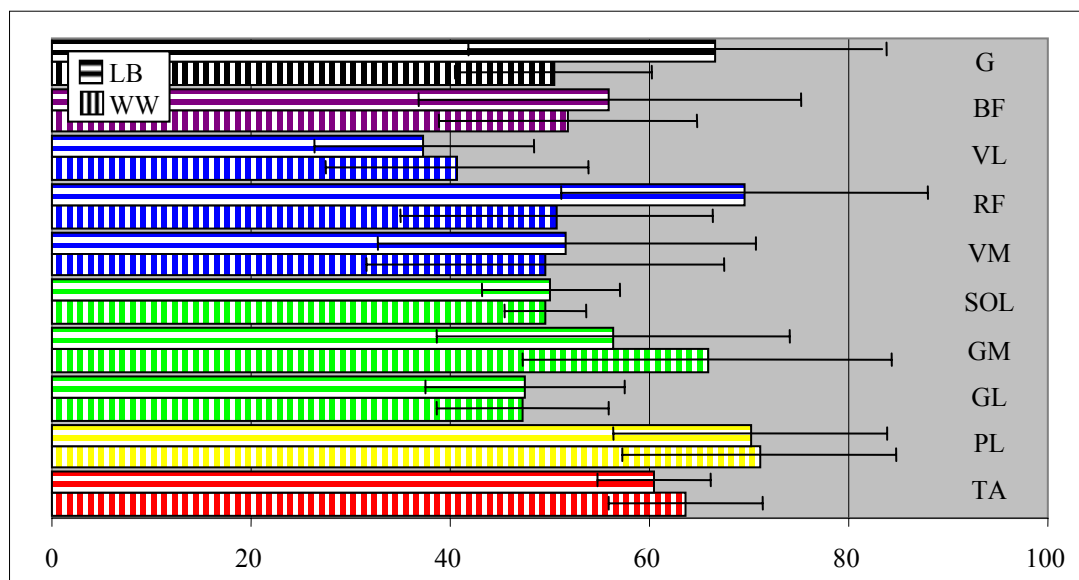


Abb. 17: Gesamtdauer der Aktivierung im Gang bei 5 km/h im Gymnastikschläppchen auf dem Laufband (LB) und dem Laufsteg (WW)

Die Arbeitshypothese „Es bestehen Unterschiede im Abrollvorgang der unteren Extremität beim Gehen auf verschiedenen Untergründen, die die verwendeten Methoden abzubilden in der Lage sind, kann für die Zeitmessgrößen der Elektromyographie beantwortet werden. Es ist möglich mit den verwendeten Messgrößen Unterschiede im Koordinationsmuster im Sinne eines früheren Aktivierungsbeginn und einer früheren maximalen Aktivierung auf dem Laufband gegenüber dem Laufsteg darzustellen. Diese Unterschiede zeigen sich besonders deutlich im M. tibialis anterior und der Oberschenkelmuskulatur.

Amplituden

Auch die Amplituden verändern sich durch das Gehen auf dem Laufband. In der Phase der Voraktivierung werden die Veränderungen von der Oberschenkelmuskulatur bestimmt: Die Aktivierungsstärke ist auf dem Laufband in den dargestellten Muskeln höher als auf dem Walkway ($p < 0,05$). Die Abbildung 18 (Darstellung von Mittelwert und 95 % Konfidenzintervall) zeigt dies anhand der drei abgeleiteten Anteile des M. quadriceps sowie dem M. gluteus maximus (ganz rechts):

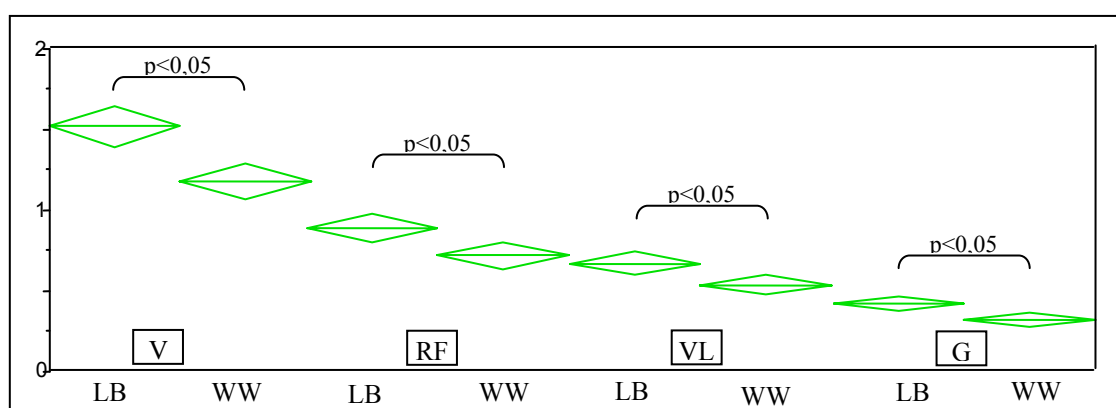


Abb.18: normalisierte Amplituden in der Voraktivierungsphase im Gang für 4 Oberschenkelmuskeln auf Laufband (LB) und Laufsteg (WW).

Der BF weist dagegen keine Unterschiede auf. An den Unterschenkelmuskeln sind ebenfalls keine Unterschiede der Voraktivierung bezüglich des Ausmaßes der Aktivierung festzustellen. Es muss dabei bedacht werden, dass im Gang lediglich TA und PL am Unterschenkel eine Voraktivierung zeigen.

Die nachfolgende Abbildung stellt die Ergebnisse der Oberschenkelmuskellamplituden in allen Phasen auf dem Laufband und dem Walkway dar und verdeutlicht die Tatsache, dass nur in der Voraktivierung differente Ergebnisse vorliegen. Der Wechsel vom Lauf-

band auf den Steg scheint während der Standphase keine Veränderungen am Oberschenkel hervorzurufen.

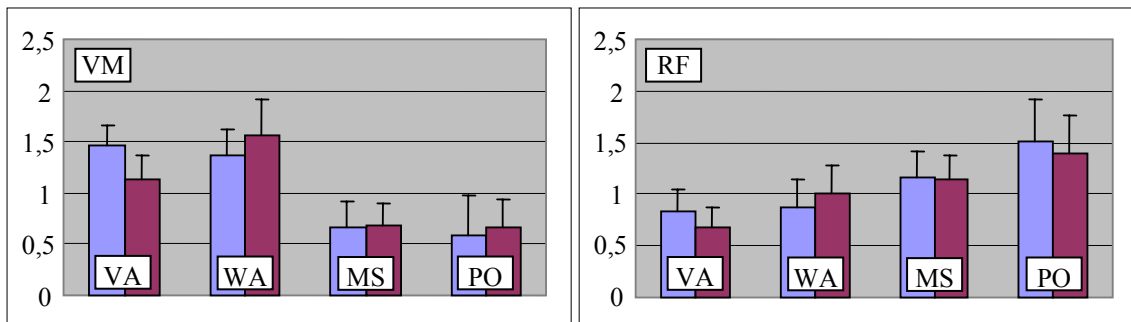
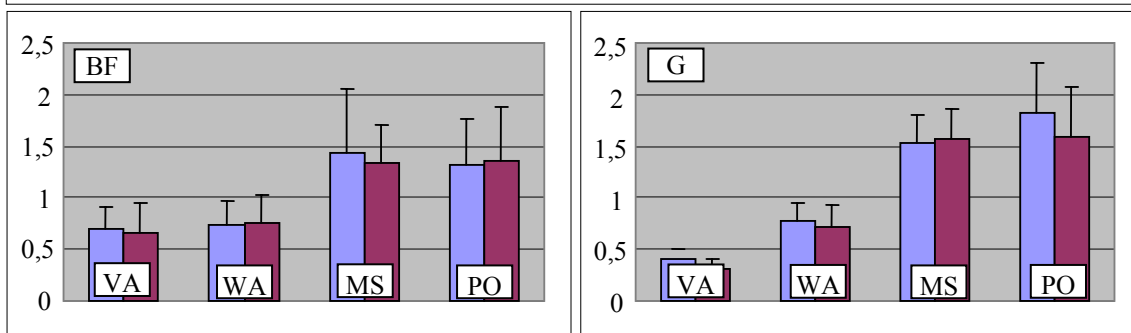


Abb.19: Amplituden in Voraktivierung (VA), Weight acceptance (WA), Mid stance (MS) und Push off (PO) auf dem Laufband (LB) und Laufsteg (WW).



Ganz anders stellen sich die Veränderungen an den Muskeln des Unterschenkels dar: Hier zeigt sich ein verändertes Aktivierungsmuster der Probanden in den Phasen Weight acceptance, Mid stance und Push off, während sie in der Voraktivierung wie oben beschrieben unbeeinflusst bleiben.

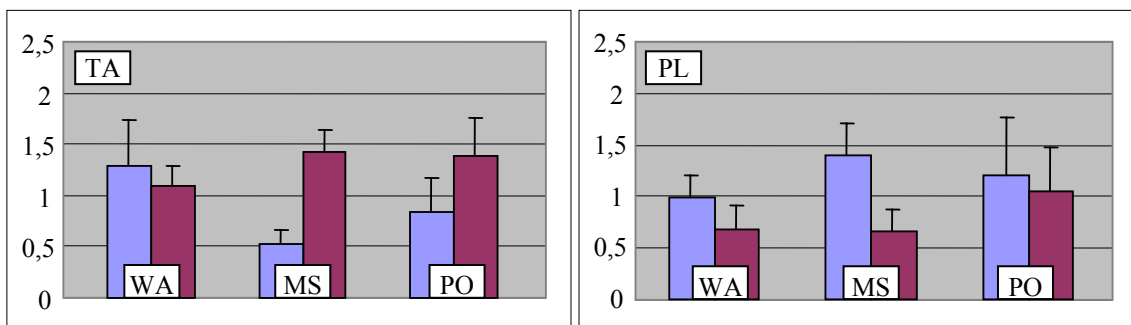
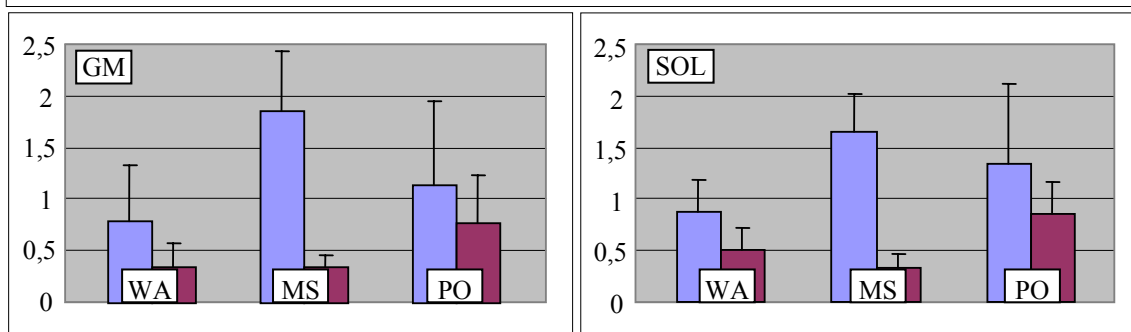


Abb.20: Amplituden der Unterschenkelmuskeln in Weight acceptance (WA), Mid stance (MS) & Push off (PO) auf dem Laufband (LB) und Laufsteg (WW)



Die Amplitude der StreckSchlinge und des PL ist in der Phase der Gewichtsaufnahme – analog zu den oben besprochenen Quadricepsanteilen und dem Glutaeus in der Voraktivierung – beim Gehen auf dem Laufband höher.

In der Mid stance Phase sind die Amplituden der Plantarflexoren auf dem Laufband gegenüber dem Gangsteg noch deutlicher erhöht. Der M. tibialis anterior verhält sich hier allerdings genau umgekehrt: Die Amplitude ist in der Mid stance auf dem Laufband geringer, in der Gewichtsaufnahmephase analog zur StreckSchlinge höher.

In der Abdruckphase des Fußes bleibt die Aktivierungsstärke auf dem Laufband in der StreckSchlinge weiterhin erhöht, die Differenzen sind jedoch wesentlich geringer als in der Mid stance.

Der M. Peroneus zeigt im Push off keine Unterschiede mehr, und der M. Tibialis anterior verhält sich wiederum entgegengesetzt zu den anderen Muskeln und hat eine höhere Amplitude auf dem Walkway.

Zusammenfassend ist dennoch auch für die Amplituden die Frage nach Unterschieden zwischen verschiedenen Belastungsarten zu beantworten. Als Hauptergebnis kann hervorgehoben werden, dass die Oberschenkelmuskulatur in der Voraktivierung, die StreckSchlinge und der Peroneus in Weight acceptance und Mid stance eine höhere Amplitude auf dem Laufband haben, und dass der TA in der Weight acceptance ebenfalls eine höhere, in der Mid stance und im Push off jedoch eine geringere Aktivierung aufweist.

3.2.2. Plantare Druckverteilung

Plantare Druckverteilung über den ganzen Fuß

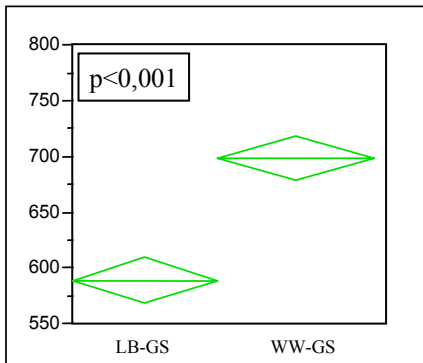


Abb.21: Kontaktzeit im Gang im Gymnastikschläppchen (GS) auf Laufband (LB) und Laufsteg (WW)

Aus der nebenstehenden Abbildung 21 ist ersichtlich, dass sich die Kontaktzeit deutlich zwischen dem Laufsteg und dem Laufband unterscheidet. Mit 700 ms beim freien Gehen über den Steg ist sie, im Vergleich zu 580 ms auf dem Band, wesentlich verlängert ($p < 0,05$).

Auch die Messgröße G unterscheidet klar zwischen den beiden Testsituationen. Abbildung 22 zeigt, dass sich mit den Inschuh-Messsohlen auf dem Laufband ein kleineres G findet als beim Gehen über die Druckmessplatte ($p < 0,05$). Die bedeutet, dass die Ganglinie auf dem Laufband eine geringere Abweichung von der Fußlängsachse aufweist als beim Gehen auf dem Steg.

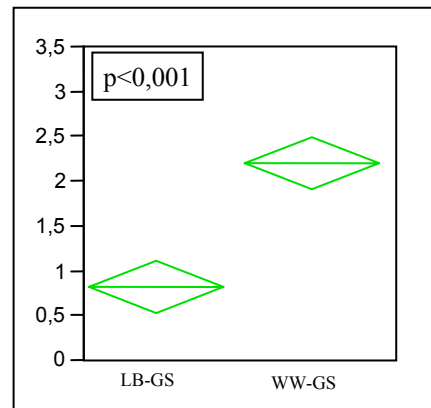


Abb.22: Messgröße G im Gang im Gymnastikschläppchen (GS) auf Laufband (LB) und Laufsteg (WW)

Für die zeitliche Messgröße Vmed_WA finden wir ebenfalls geringere Werte auf dem Laufband, was einen schnelleren Übergang nach medial auf dem Laufband anzeigt. Diese Differenz ist jedoch im Test statistisch nicht signifikant (Abb.23, $p > 0,05$).

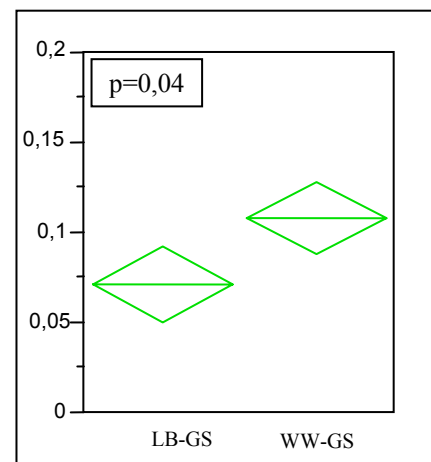


Abb.23: Vmed_WA im Gang im Gymnastikschläppchen (GS) auf Laufband (LB) und Laufsteg (WW)

Druckverteilung in verschiedenen Arealen des Fußes

Analog zum Kapitel 3.1.2. sind in den folgenden Abbildungen der mittlere und der maximale Druck in den 4 Bereichen der 4SD-Maske dargestellt.

Mit Ausnahme des Rückfußbereiches unterschieden sich sowohl der maximale als auch der mittlere Druck im Gymnastikschläppchen nur geringfügig zwischen den beiden Situationen. Die Druckschwankungen sind auf dem Walkway größer (Rechtecke, mittlerer Druck 3-17 N/cm²) als auf dem Laufband (Punkte, mittlerer Druck 5-12 N/cm²).

Erkennbar ist auch, dass auf dem Walkway höhere Spitzendrucke gefunden werden, mit den maximalen Drucken unter dem Rückfuß.

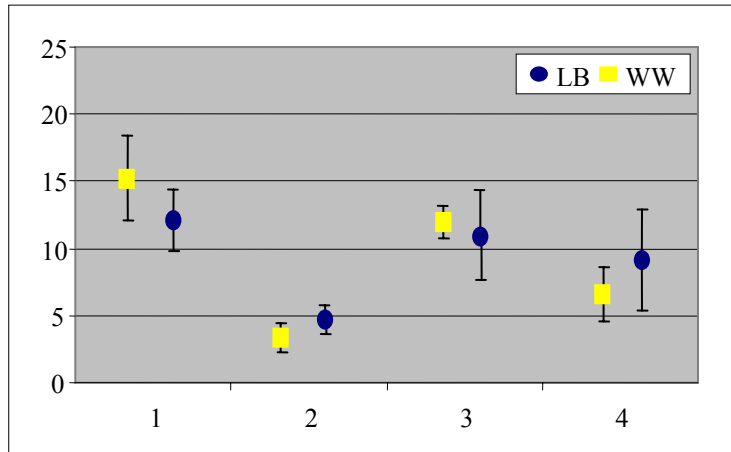
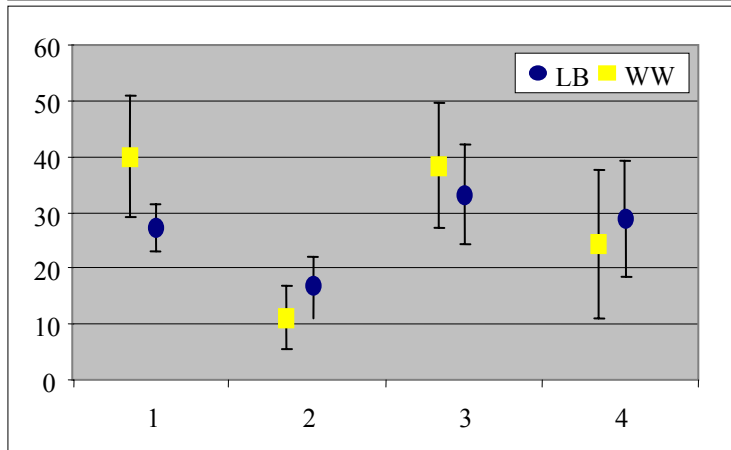


Abb. 24: Mittlerer Druck (oben) und Spitzendruck (unten) in N/cm² in Rück- (1) Mittel- (2) und Vorfuß (3) und den Zehen (4) im Gang im Gymnastikschläppchen (GS) auf dem Laufband (LB) und Laufsteg (WW).



3.3. Ergebnisse bei verschiedenen Neigungen

3.3.1. Elektromyographie

Zeitgrößen in der Laufbewegung

Bei der Laufbewegung zeigen sich relevante Unterschiede nur beim bergab Laufen: Im Gefälle findet sich ein statistisch signifikant früherer Aktivierungsbeginn und ein früheres T_{max} des M. peroneus und des M. soleus verglichen mit Ebene und Steigung (vgl. Abb. 25, $p < 0,05$). Diese Veränderungen sind auch in allen Muskeln der Strecksehne erkennbar (s. Tabelle 2).

Im neutralen Laufschuh finden sich die genannten Unterschiede ebenfalls bei T_{ini} für GM, GL und SOL, das frühere Maximum und die Veränderungen des PL werden durch den Schuh nivelliert.

Das Koordinationsmuster in der Steigung unterscheidet sich im Lauf nicht von dem auf der Ebene. Die Aktivierungsdauer ist in der Steigung etwas länger, im Gefälle etwas kürzer als auf der Ebene ($p > 0,05$). Bedeutsame Unterschiede finden sich somit nur zwischen bergauf und bergab, nicht im Vergleich zur Situation in der Ebene.

Exemplarisch ist in der Abbildung 25 der Beginn des PL im Lauf in der Ebene, Steigung und im Gefälle jeweils mit dem neutralen Laufschuh und barfuss dargestellt.

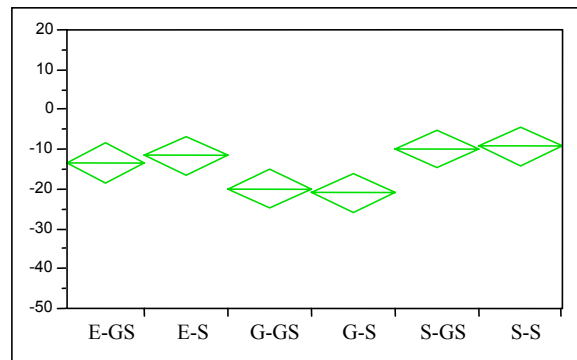


Abb. 25: Beginn der Aktivierung des PL im Lauf im Schläppchen (GS) und im Neutralschuh (S), auf der Ebene (E), im Gefälle (G) und der Steigung (S).

Die Tabelle 2 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen des Beginns der Aktivierung für alle 5 Unterschenkelmuskeln im Schläppchen (GS) und im Laufschuh (S).

T_ini		Ebene	Gefälle	Steigung
TA	GS	-49,4 \pm 19,2	-38,5 \pm 21,0	-45,6 \pm 20
	S	-44,5 \pm 18,6	-46,5 \pm 16,7	-46,6 \pm 21,2
PL	GS	-15,7 \pm 13,8	-19,8 \pm 12,8	-9,8 \pm 9,8
	S	-11,4 \pm 7,4	-20,8 \pm 10,5	-9,1 \pm 5,9
GL	GS	-6,6 \pm 11,4	-11,4 \pm 7,8	-7,1 \pm 7,7
	S	-0,6 \pm 4,5	-5,4 \pm 6,9	-3,6 \pm 9,3
GM	GS	-9,1 \pm 14,2	-10,9 \pm 6,6	-8,1 \pm 6
	S	-1,3 \pm 5,2	-3,4 \pm 3,5	-4,6 \pm 3,3
SOL	GS	-4,3 \pm 4,6	-10,1 \pm 4,7	-4,4 \pm 5,2
	S	-1,4 \pm 2,9	-5,9 \pm 3,1	-1,8 \pm 3

Tab. 2:
Beginn der Aktivierung der Unterschenkelmuskeln im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschlappchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung.

Zeitgrößen in der Gangbewegung

Im Gang finden sich dagegen substantiellere, deutliche Unterschiede im muskulären Koordinationsmuster zwischen der Gehbewegung bergauf, bergab und auf der Ebene.

Im TA erkennt man Unterschiede im Gangbild bergauf gegenüber den anderen zwei Gangsituationen: einen früheren Beginn (Abb. 26), ein früheres Maximum und eine insgesamt längere Aktivierung (Abb. 27). Ebene und Gefälle unterscheiden sich hingegen nicht bezüglich der Tibialisaktivierung.

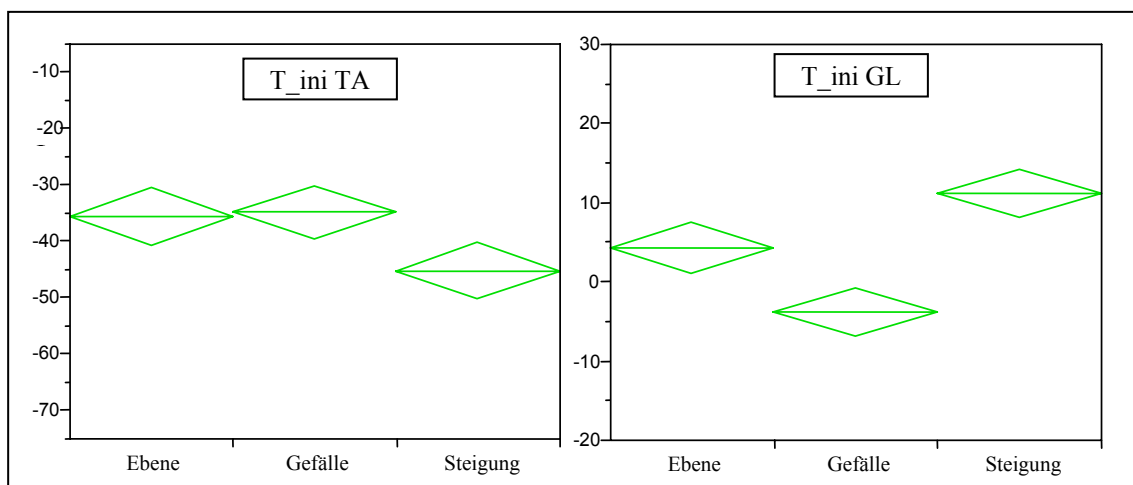


Abb. 26: Beginn der Aktivierung des M. tibialis anterior und M. gastrocnemius lateralis im Gang im Neutralschuh auf der Ebene, im Gefälle und der Steigung

Die Streckschlinge verhält sich – was T_{ini} betrifft – wie im Lauf: Sie zeigt einen früheren Beginn im Gefälle, im GM und GL erkennt man zusätzlich noch einen späteren Beginn in der Steigung (Abb. 26). Die Unterschiede im Zeitpunkt des Maximums sind im Gang nicht erkennbar. Die Dauer der Aktivierung ist im Gefälle jedoch deutlich verlängert- dies konnte im Lauf nicht gezeigt werden (Abb. 27).

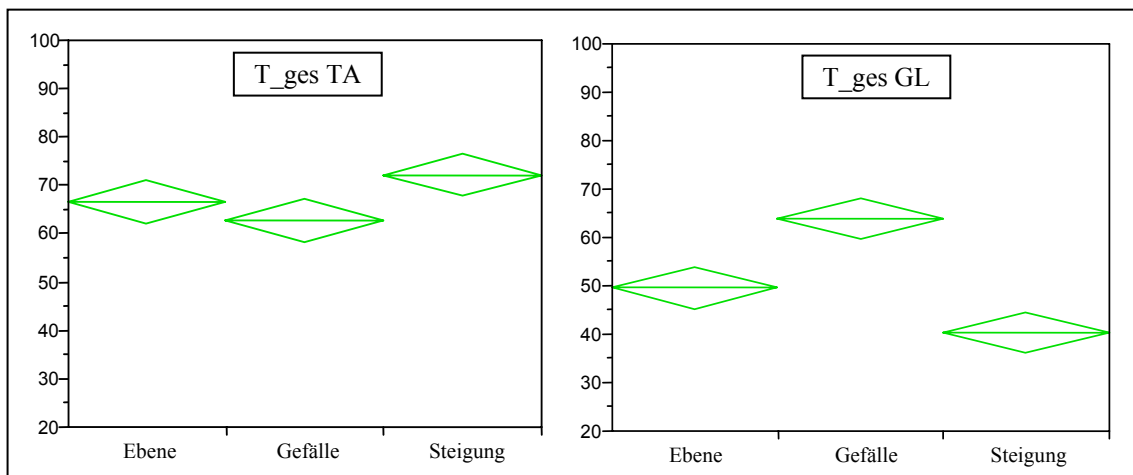


Abb. 27: Gesamtdauer der Aktivierung des M. tibialis anterior und M. gastrocnemius lateralis im Gang im Neutralschuh auf der Ebene, im Gefälle und der Steigung

Amplituden

In der Mid stance Phase ist die Amplitude beim bergauf Gehen im Vergleich zum Gehen auf der Ebene und im Gefälle erhöht für den PL, GM, GL und SOL (Abb. 28 unten). In der Weight acceptance-Phase ist sie dagegen bergauf in allen Muskeln eher vermindert (statistisch signifikant im GL).

Im Gefälle ist die Amplitude in der Phase der Gewichtsaufnahme für den Dorsalflexor TA und den Sprunggelenksstabilisator PL erhöht. Die Amplituden der Muskeln der Streckerschlinge verändern sich hingegen nicht. In der Push off Phase finden sich keine Veränderungen.

Im Lauf sind bei der Amplitudenanalyse

keine stringenten, klaren Unterschiede zu erkennen. Sie beschränken sich auf den PL und den SOL in der Voraktivierung: Der Peroneus hat im Gymnastikschlappchen im Gefälle eine geringere Amplitude, im Neutralschuh sowohl im Gefälle als auch in der Steigung. Im SOL findet man die gleichen Ergebnisse - jedoch nur für den Laufschuh. In der Weight acceptance und im Push off verändert sich die Aktivierungsstärke nicht durch das Laufen bergauf oder -ab.

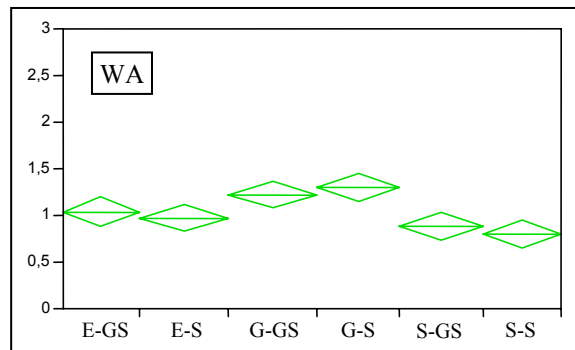
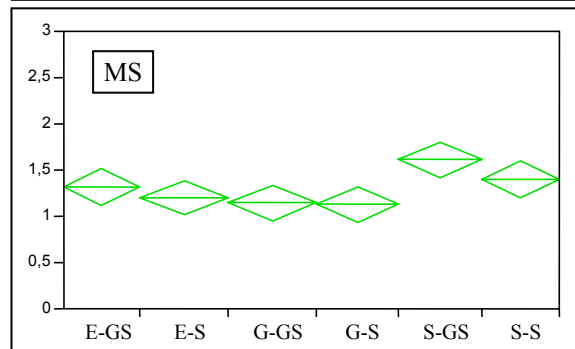


Abb. 28: normalisierte Amplituden des M. peroneus in der Weight acceptance (oben) und der Mid stance (unten) im Gang auf der Ebene (E), im Gefälle (G) und in der Steigung (S) im Schlappchen (GS) und im Neutralschuh (S).



3.3.2. Plantare Druckverteilung

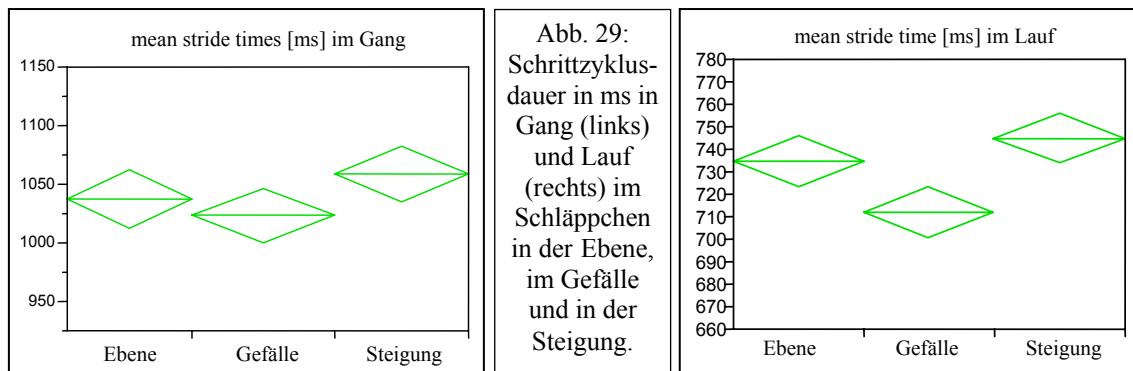
Plantare Druckverteilung über den ganzen Fuß

In der Druckverteilung über den ganzen Fuß sind keine statistisch signifikanten Unterschiede bei verschiedenen Neigungen erkennbar. Weder die geometrische Größe G noch die Geschwindigkeits-Messgrößen (hier: V_{med_WA}) können mögliche Differenzen im Gefälle abbilden (vgl. Tab. 3).

		Ebene	Gefälle	Steigung
G	GS	0,8 \pm 0,5	0,8 \pm 0,6	0,8 \pm 0,5
	S	0,6 \pm 0,2	0,6 \pm 0,2	0,6 \pm 0,2
Vmed WA	GS	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1
	S	0,1 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1

Tab. 3: Messgrößen des Verlaufs und der Geschwindigkeit der Ganglinie im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschläppchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung.

Die Schrittzuklusdauer unterscheidet sich bei verschiedenen Neigungen nur in der Laufbedingung: Sie ist im Gefälle signifikant kürzer und bergauf länger als auf der Ebene. Im Gang zeichnen sich ähnliche Verhältnisse ab, jedoch ohne statistischen Nachweis (Abb. 29, $p > 0,05$).



Die Kontaktzeiten unterschieden sich statistisch nicht signifikant bei verschiedenen Neigungen, weder im Lauf noch im Gang. Im Gang sieht man aber wiederum analog zur Schrittzuklusdauer kürzere Kontaktzeiten bergab und längere berauf.

Plantare Druckverteilung in verschiedenen Arealen des Fußes

Nachfolgende Schaubilder stellen die Spitzendruckverhältnisse im Gang (links) und im Lauf (rechts) im Gymnastikschläppchen dar.

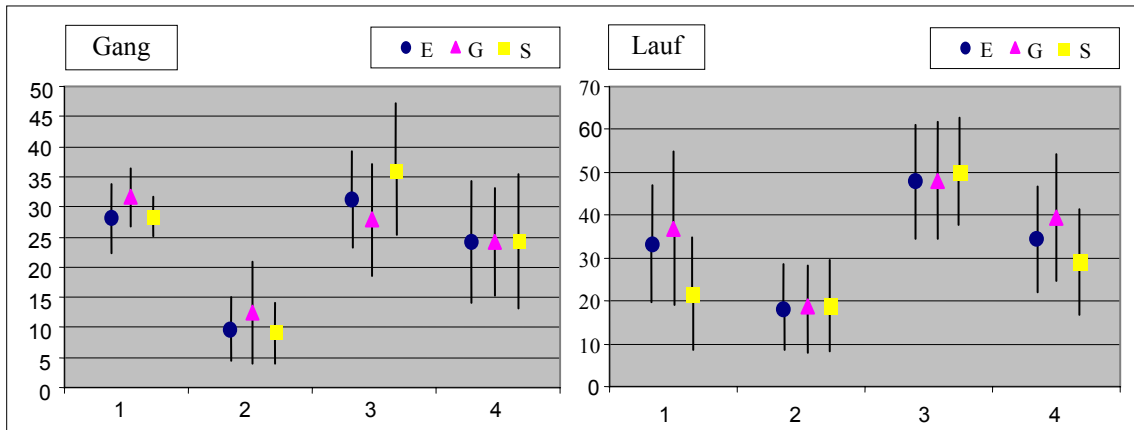


Abb. 30: Spitzendruck in N/cm^2 in Rück- (1), Mittel- (2) und Vorfuß (3) und den Zehen (4) in Gang (links) und Lauf (rechts) im Gymnastikschläppchen auf der Ebene (E), bergab (G) und bergauf (S).

Im Gang barfuss zeigen sich in Rück- und Mittelfuß (1,2) etwas höhere Druckwerte im Gefälle, im Vorfuß (3) höhere Drucke in der Steigung und niedrigere Drucke im Gefälle. Im Zehenbereich (4) können keine Unterschiede bei verschiedenen Neigungen dargestellt werden. Im Schuh (ohne Abb.) finden sich ähnlich Verhältnisse mit zwei Unterschieden: Im Mittelfuß zeigen sich keine Unterschiede mehr, im Zehenbereich finden wir im Gefälle eine Druckreduktion im Schuh.

Im Lauf finden sich nur im Rückfuß und in den Zehen Unterschiede. Hier zeigen sich im Gefälle leicht erhöhte, bergauf niedrigere Drucke als auf der Ebene.

3.4. Ergebnisse beim Tragen unterschiedlicher Schuhe

3.4.1. Elektromyographie

Zeitgrößen

In der Ebene können keine statistisch signifikanten Veränderungen durch das Tragen eines Schuhs hervorgerufen werden ($p < 0,05$). Dies gilt für alle abgeleiteten Muskeln und für alle Zeitmessgrößen, sowie für die zwei Bewegungsarten Gang und Lauf gleichermaßen. Gleiches gilt ebenso für den Unterschied beim Tragen verschiedener Schuhe: Schafthöhe und Stabilitätseigenschaften des Schuhs haben keinen Einfluss auf das Koordinationsmuster. Nachstehende Abbildungen zeigen exemplarisch (hier Vastus lateralis und Glutaeus maximus) eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

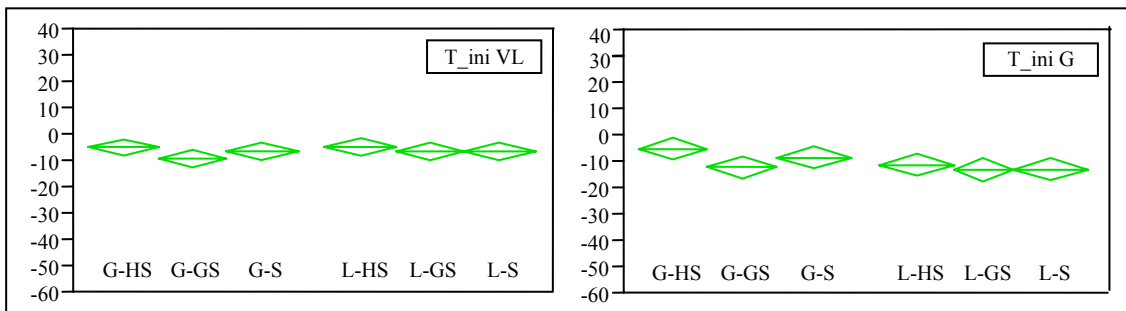


Abb. 31: Beginn der Aktivierung des M. vastus lateralis (links) und M. glutaeus maximus (rechts) im Gang (G) und im Lauf (L) im Schläppchen (GS), Neutralschuh (S) und Hochschuhschuh (HS).

Im Gegensatz dazu konnten beim Bergablaufen Unterschiede im elektromyographisch erfassten Koordinationsmuster zwischen dem Laufen barfuss und in einem Laufschuh festgestellt werden. Eine kürzere Voraktivierung und eine geringere Gesamtzeit im neutralen Laufschuh war statistisch signifikant für die Plantarflexoren des Unterschenkels im Gefälle ($p < 0,05$, Tab. 4).

	T_ini	Ebene	Gefälle	Steigung
TA	GS	-49,4 \pm 19,2	-38,5 \pm 21,0	-45,6 \pm 20
	S	-44,5 \pm 18,6	-46,5 \pm 16,7	-46,6 \pm 21,2
PL	GS	-15,7 \pm 13,8	-19,8 \pm 12,8	-9,8 \pm 9,8
	S	-11,4 \pm 7,4	-20,8 \pm 10,5	-9,1 \pm 5,9
GL	GS	-6,6 \pm 11,4	-11,4 \pm 7,8	-7,1 \pm 7,7
	S	-0,6 \pm 4,5	-5,4 \pm 6,9	-3,6 \pm 9,3
GM	GS	-9,1 \pm 14,2	-10,9 \pm 6,6	-8,1 \pm 6
	S	-1,3 \pm 5,2	-3,4 \pm 3,5	-4,6 \pm 3,3
SOL	GS	-4,3 \pm 4,6	-10,1 \pm 4,7	-4,4 \pm 5,2
	S	-1,4 \pm 2,9	-5,9 \pm 3,1	-1,8 \pm 3

Tab. 4: Beginn der Aktivierung der Unterschenkelmuskeln im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschläppchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung.

Die kürzere Voraktivierung lässt sich für die Streckerschlinge des Unterschenkels auch in der Ebene und der Steigung erkennen, signifikant sind die Ergebnisse jedoch nur im Gefälle. Die dargestellten Veränderungen beim Tragen des Schuhs gelten ebenso nur für den Lauf bei 12 km/h, im Gang finden sich diese Unterschiede nicht.

Amplituden

In der Amplitude existieren keine fassbaren Unterschiede - weder zwischen Schuh- und Barfussbedingung, noch zwischen den verschiedenen Schuhen - auch nicht bei unterschiedlichen Neigungen. Die nachstehenden Abbildungen zeigen dies anhand des M. tibialis anterior und des M. soleus.

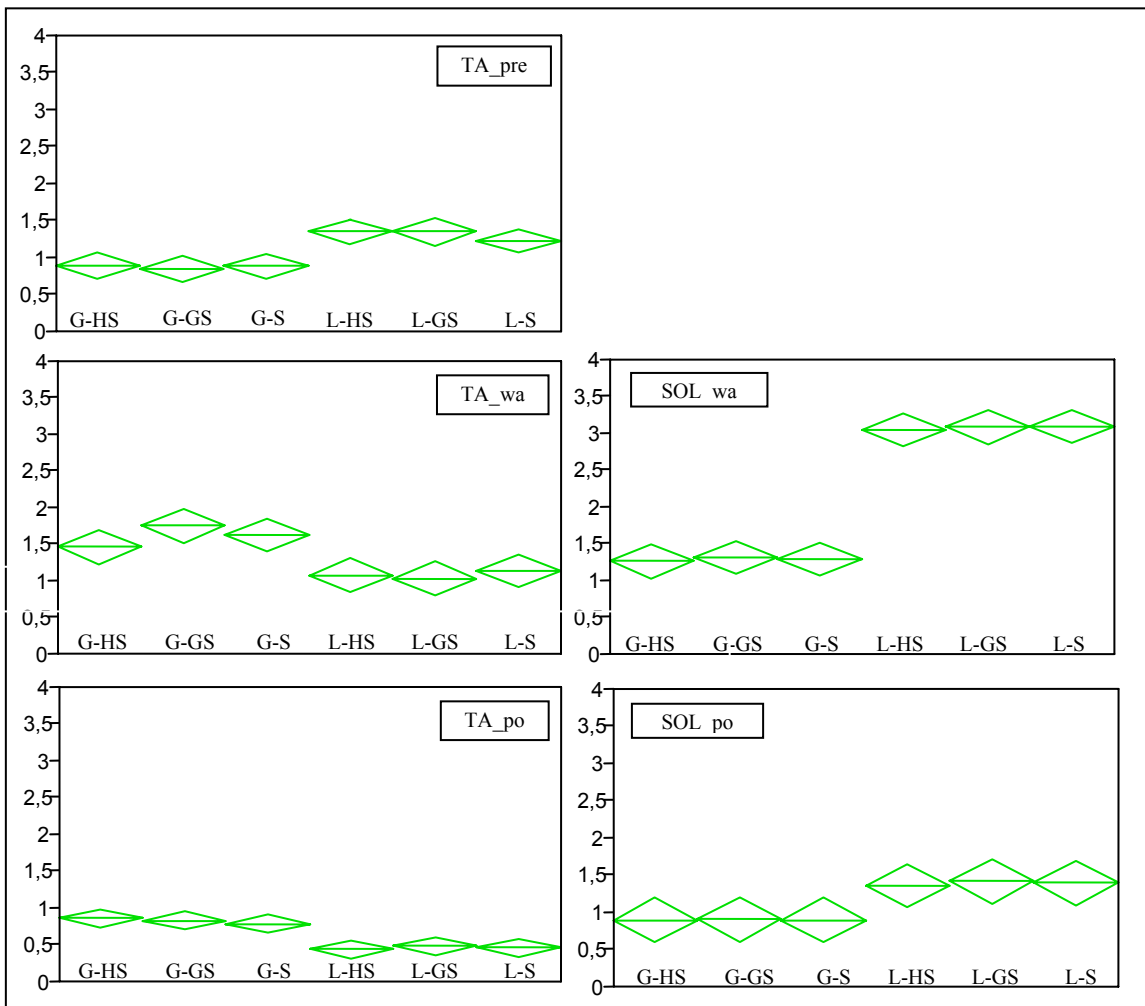


Abb. 32: Normalisierte Amplituden in Gang (G) und Lauf (L) im Gymnastikschlappchen (GS), Neutralschuh (S) und Hochschuhschuh (HS) in den Phasen Voraktivierung (pre), Weight acceptance (wa), und Push off (po) für die Mm. tibialis anterior und soleus (analoge Ergebnisse für PL, GL, GM).

3.4.2. Plantare Druckverteilung

Druckverteilung über den ganzen Fuß

Prinzipiell ist deskriptiv eine schwächere Abweichung der Ganglinie von der Fußlängsachse (kleineres G) im Schuh und ein früheres Auftreten des latero-medialen Übergangs zu erkennen. Diese aus der Tabelle 5 ersichtlichen Unterschiede in der plantaren Druckverteilung können statistisch aber nicht bestätigt werden ($p > 0,05$).

		Ebene	Gefälle	Steigung
G	GS	0,8 \pm 0,5	0,8 \pm 0,6	0,8 \pm 0,5
	S	0,6 \pm 0,2	0,6 \pm 0,2	0,6 \pm 0,2
TVmed _WA	GS	15,7 \pm 5,5	14,4 \pm 6,9	15,6 \pm 6,8
	S	11,9 \pm 5,1	12,5 \pm 4,2	12,5 \pm 6,8
Vmed _WA	GS	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1
	S	0,1 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1

Tab. 5: Messgrößen des Verlaufs und der Geschwindigkeit der Ganglinie im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschläppchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung.

Die Kontaktzeit ist beim Tragen eines Schuhs gegenüber dem simulierten Barfußlauf deutlich verlängert. Dies zeigt sich sowohl im Gang als auch im Lauf (s. Abb. 33). Die Kontaktzeit bleibt beim Tragen verschiedener Schuhe hingegen gleich. Die Mittelwerte betragen im Gang 610 ms barfuss (bzw. im Schläppchen), 652 ms bzw. 642 ms in den beiden Schuhen, im Lauf 218 ms gegenüber 240 ms und 244 ms. Gleiches gilt auch für die Schrittzuklusdauer. Diese beträgt im Gang im Schuh 1055 ms, im Schläppchen 1023 ms, im Lauf 718 ms im Schuh, 695 ms barfuss. Die Standardabweichungen liegen alle um 30 ms. Daraus ergibt sich eine Kontaktzeit von durchschnittlich 61,3 % im Gang im Schuh, 59,6 % im Gang barfuss, 33,7 % im Lauf im Schuh und 31,4 % im Lauf barfuss.

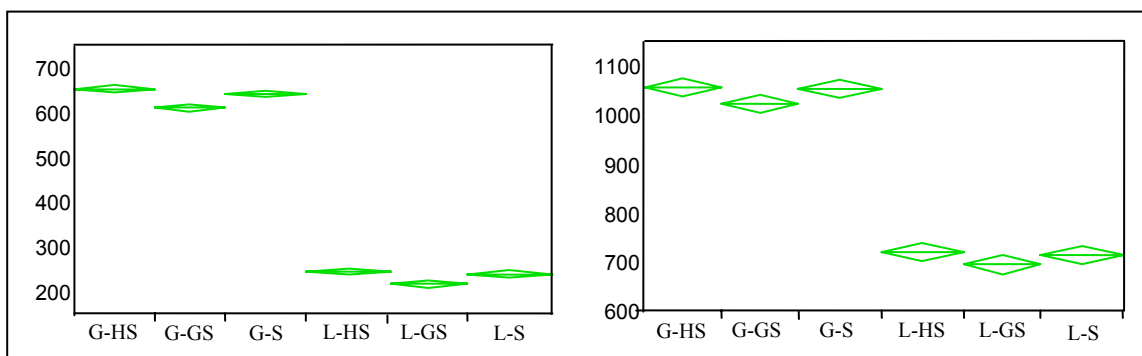


Abb. 33: Kontaktzeit (links) und Schrittzuklusdauer (rechts) in ms im Gang (G) und im Lauf (L) im Schläppchen (GS), Neutralschuh (S) und Hochschaffschuh (HS).

Druckverteilung in verschiedenen Arealen des Fußes

Betrachtet man die Mean diamonds des maximalen und des mittleren Drucks über den ganzen Fuß (Abb. 34), zeigt sich, dass sich die Barfussbedingung (GS) sowohl im Gang als auch im Lauf von den beiden Schuhbedingungen unterscheidet: der Druck ist höher - am höchsten beim Laufen.

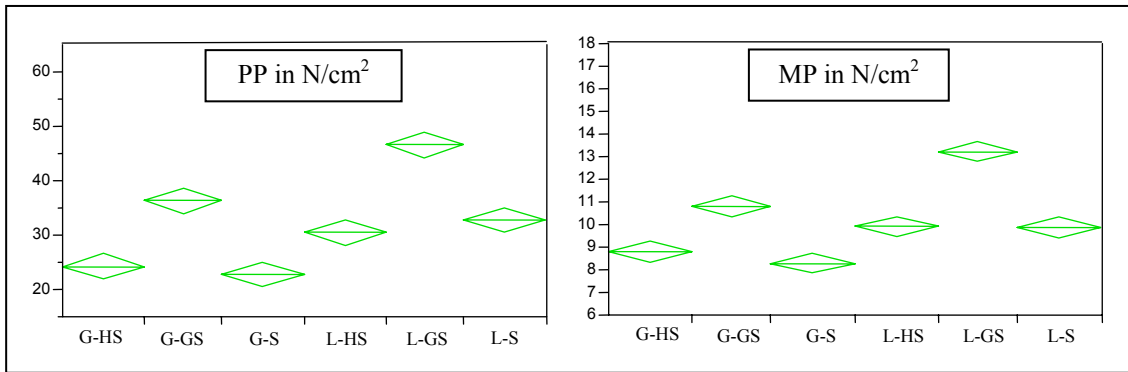


Abb. 34: Spitzendruck (links) und mittlerer Druck (rechts) über den ganzen Fuß in N/cm² im Gang (G) und im Lauf (L) im Schläppchen (GS), Neutralschuh (S) und Hochschafschuh (HS)

Die Frage ob dies auf eine generelle oder eine regionale Duckerhöhung zurückzuführen ist, lässt sich mit der Maskenanalyse veranschaulichen. So zeigen die weiteren Schaubilder die Untersuchung der Region des Fußes, die am meisten zu der gesamten Druckerhöhung beiträgt (Abb. 35).

Zu erkennen sind während des ganzen Abrollvorgangs erhöhte Werte im Gymnastikschlappchen. Diese sind im Vorfuß am stärksten ausgeprägt. Zwischen den beiden Schuhen können keine Unterschiede nachgewiesen werden ($p > 0,05$).

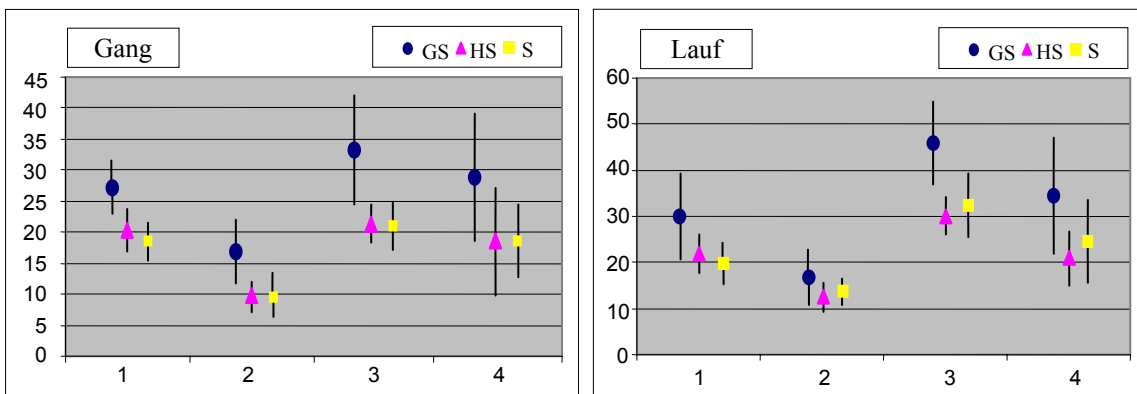


Abb. 35: Spitzendruck in Rück- (1), Mittel- (2), Vorfuß (3) und den Zehen (4) in Gang und Lauf im Gymnastikschlappchen (GS), Neutralschuh (S) und Hochschafschuh (HS).

3.5. Einfluss der fünftägigen Adaptationsphase

3.5.1. Elektromyographie

Das typische Barfuss-Muster der EMG-Zeitmessgrößen lässt sich durch die Adaptationsphase nicht verändern. In keiner der verwendeten Messgrößen lassen sich auf der Ebene Interventionseffekte durch das fünftägige Barfusslaufen erkennen. Die Medianwerte der Differenzen zwischen den beiden Messtagen liegen für alle Muskeln für den Beginn der Aktivierung zwischen 0 % und 2 % der Schrittzzyklusdauer, für die Gesamtaktivierungsdauer zwischen 0 % und 3 %.

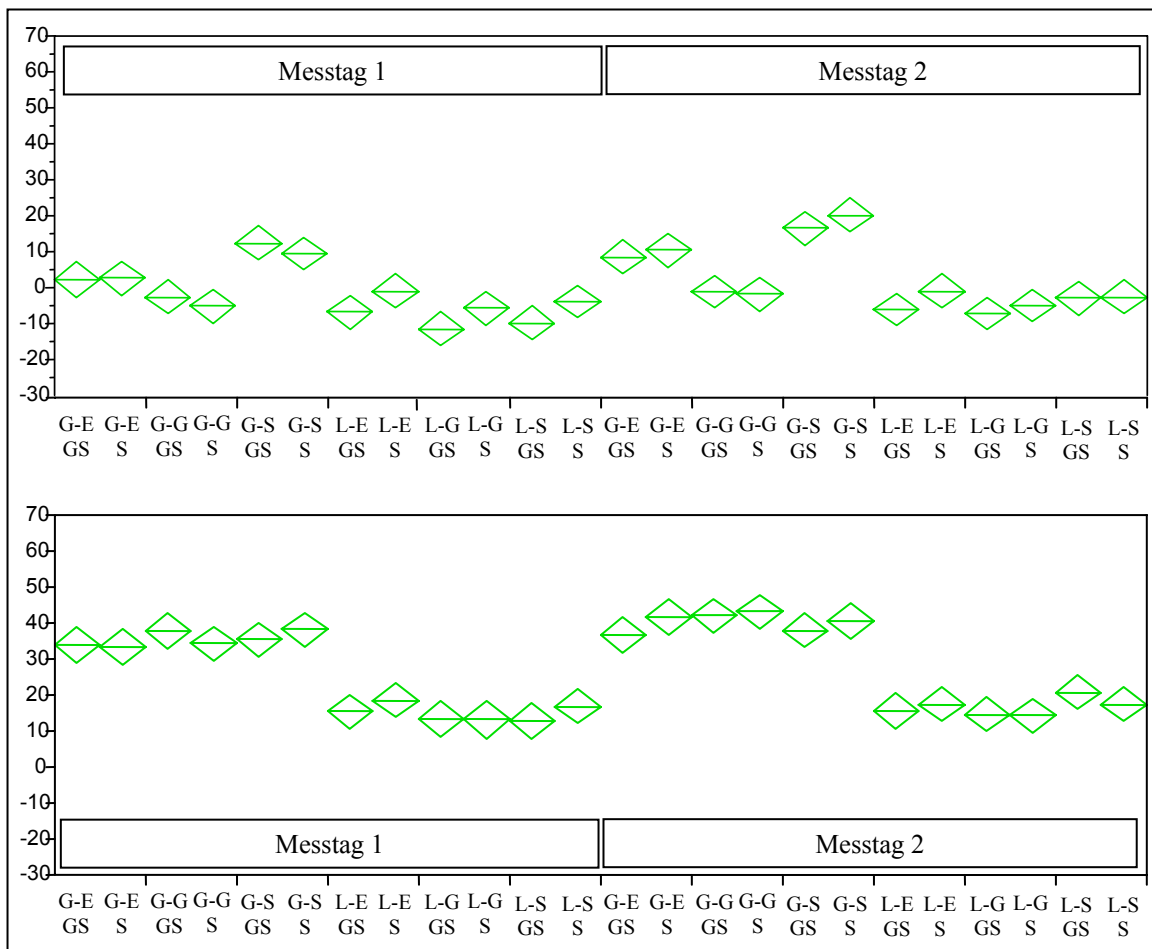


Abb. 36: Beginn (oben) und Maximum (unten) der Aktivierung des M. gastrocnemius lateralis im Lauf (L) und im Gang (G) in auf der Ebene (E), im Gefälle (G) und in der Steigung (S) barfuss (GS) und im Schuh (S) vor und nach der Adaptationsphase.

Die einzige Kondition, in der Unterschiede aufzutreten scheinen, ist die Barfussbedingung im Lauf bergauf. Beginn und Maximum liegen hier später und sind jetzt beinahe wie im Schuh.

Da die Probanden jedoch an diese - doch nicht allzu häufig auftretende - Art des Laufens nicht gewöhnt waren, muss dieser singuläre Effekt wohl eher einer Adaptation an die Messbedingungen als einem reell differenten Gangmuster zugeschrieben werden.

Die Tabelle 6 fasst die Ergebnisse für den Beginn der Aktivierung zusammen. Die Abbildung 36 zeigt exemplarisch die Mittelwerte und 95 %-Konfidenzintervalle von Beginn und Maximum des M. gastrocnemius lateralis.

T _{ini}		Ebene		Gefälle		Steigung	
		M1	M2	M1	M2	M1	M2
TA	GS	-49,4 _{±19,2}	-50,8 _{±18,1}	-38,5 _{±21,0}	-50,4 _{±22,2}	-45,6 _{±20}	-51,6 _{±18,6}
	S	-44,5 _{±18,6}	-47,3 _{±18,6}	-46,5 _{±16,7}	-43,4 _{±21,2}	-46,6 _{±21,2}	-51,7 _{±16,7}
PER	GS	-15,7 _{±13,8}	-13,7 _{±13,8}	-19,8 _{±12,8}	-15,9 _{±22,9}	-9,8 _{±9,8}	-11 _{±13}
	S	-11,4 _{±7,4}	-13,6 _{±11,7}	-20,8 _{±10,5}	-18,5 _{±11,7}	-9,1 _{±5,9}	-11,4 _{±12}
GL	GS	-6,6 _{±11,4}	-5,9 _{±11,5}	-11,4 _{±7,8}	-7,0 _{±6,7}	-7,1 _{±7,7}	-2,8 _{±5,5}
	S	-0,6 _{±4,5}	-0,7 _{±4,5}	-5,4 _{±6,9}	-4,8 _{±7,0}	-3,6 _{±9,3}	-2,3 _{±5}
GM	GS	-9,1 _{±14,2}	-6,1 _{±7,1}	-10,9 _{±6,6}	-7,9 _{±6,1}	-8,1 _{±6}	-8,1 _{±5}
	S	-1,3 _{±5,2}	-1,9 _{±6,5}	-3,4 _{±3,5}	-3,0 _{±7,0}	-4,6 _{±3,3}	-5,9 _{±4,6}
SOL	GS	-4,3 _{±4,6}	-2,3 _{±3,1}	-10,1 _{±4,7}	-4,8 _{±3,3}	-4,4 _{±5,2}	-1,9 _{±3,1}
	S	-1,4 _{±2,9}	-1,9 _{±3,3}	-5,9 _{±3,1}	-4,4 _{±3,7}	-1,8 _{±3}	-1,6 _{±2,3}

Tab. 6: Beginn der Aktivierung der Unterschenkelmuskeln im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschlappchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung vor (M1) und nach (M2) der Adaptationsphase.

Das Ausmaß der Aktivierung ändert sich ebenfalls nicht.

3.5.2. Plantare Druckverteilung

Auch in der Druckverteilung ist keine Adaptation an das fünftägige barfuss Gehen zu erkennen. Die Medianwerte der Messtagedifferenzen liegen hier bei $-0,0024$ für G, $0,000$ für T_Vmed_WA und $-0,005$ für Vmed_WA. Die nebenstehende Abbildung zeigt dies für G in allen gemessenen Laufbedingungen.

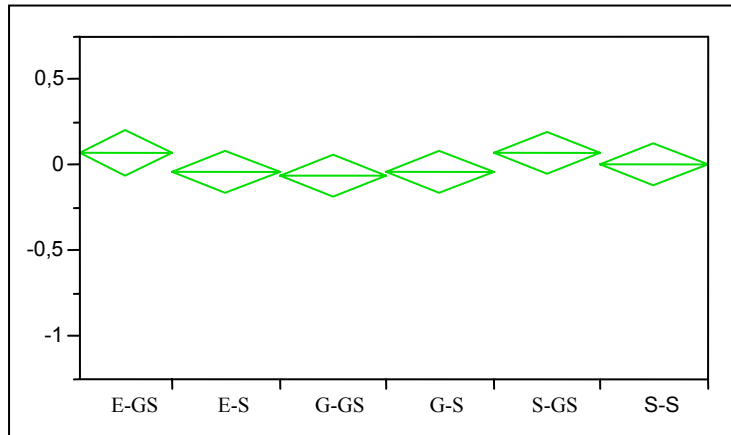


Abb. 37: Differenzen der Messgröße G vor und nach Adaptation im Lauf auf der Ebene (E), im Gefälle (G) und in der Steigung (S) im Gymnastikschläppchen (GS) und im Laufschuh (S).

Die Tabelle gibt die absoluten Mittelwerte und Standardabweichungen für diese drei Druckmessgrößen an.

		Ebene		Gefälle		Steigung	
		M1	M2	M1	M2	M1	M2
G	BF	$0,8_{\pm 0,5}$	$0,8_{\pm 0,4}$	$0,8_{\pm 0,6}$	$0,8_{\pm 0,5}$	$0,8_{\pm 0,5}$	$0,9_{\pm 0,5}$
	S	$0,6_{\pm 0,2}$	$0,6_{\pm 0,2}$	$0,6_{\pm 0,2}$	$0,5_{\pm 0,2}$	$0,6_{\pm 0,2}$	$0,6_{\pm 0,2}$
TVmed _WA	BF	$15,7_{\pm 5,5}$	$16,1_{\pm 6}$	$14,4_{\pm 6,9}$	$12,4_{\pm 5,1}$	$15,6_{\pm 6,8}$	$14_{\pm 6,2}$
	S	$11,9_{\pm 5,1}$	$9,4_{\pm 3,9}$	$12,5_{\pm 4,2}$	$11,2_{\pm 3,9}$	$12,5_{\pm 6,8}$	$9,5_{\pm 4,2}$
Vmed _WA	BF	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$
	S	$0,1_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$	$0,2_{\pm 0,1}$

Tab. 7: Messgrößen des Verlaufs und der Geschwindigkeit der Ganglinie im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschläppchen (GS) und im Laufschuh (S) in Ebene, Gefälle und Steigung vor (M1) und nach (M2) der Adaptationsphase.

3.6. Zusammenfassung der Ergebnisse

Fragenstellungen Teil 1 (Untersuchung des funktionellen Abrollvorgangs „FUNC“)

- 1) Wie lässt sich ein funktioneller Abrollvorgang der Gang- und Laufbewegung bei gesunden, sportlichen Normalpersonen durch Einsatz der Elektromyographie und der plantaren Druckverteilung charakterisieren?
- 2) Bestehen Unterschiede zwischen verschiedenen Belastungsarten und sind diese Methoden in der Lage trennscharf zu differenzieren? Lassen sich differentielle Merkmale erfassen
 - a) bei unterschiedlichen Untergründen (Gehen auf einem Laufsteg gegenüber dem Gehen auf dem Laufband) und
 - b) bei unterschiedlichen Neigungen des Untergrundes (Gehen und Laufen auf der Ebene und bei 5 % Gefälle und 5 % Steigung)?

Anhand der gefunden Messwerte war es möglich einen funktionellen Abrollvorgang für gesunde sportliche Normalpersonen anhand elektromyographischer Zeit- und Amplitudenmessgrößen sowie der plantaren Druckverteilung zu beschreiben. Dieser unterscheidet sich zwischen dem Gang bei 5km/h und dem Lauf bei 12km/h. Alle Unterschenkelmuskeln werden im Gang später aktiviert. Bezüglich der Strecksehne ist im Gang keine Voraktivierung mehr nachweisbar. Die Plantarflexoren zeigen im Gang eine deutlich verlängerte, der Tibialis hingegen eine verkürzte Gesamtdauer der Aktivierung. In den Amplitudenmessgrößen weist die Unterschenkelmuskulatur keine bedeutsamen Unterschiede auf. Dagegen werden die Oberschenkelmuskeln zu einem anderen Zeitpunkt maximal aktiviert: Im Gang findet sich die höchste Amplitude im Push off, im Lauf während der Gewichtsaufnahme. Im Lauf ist zusätzlich die Kontaktzeit des Fußes auf dem Boden kürzer als im Gang, der latero-mediale Übergang findet schneller statt; der Druck unter der Fußsohle ist höher.

Die verwendeten Methoden sind zudem in der Lage Unterschiede im Koordinationsmuster auf verschiedenen Untergründen abzubilden. Es zeigt sich ein früherer Aktivierungsbeginn und eine frühere maximale Aktivierung auf dem Laufband gegenüber dem Laufsteg, sowie eine höhere Amplitude auf dem Laufband für die Oberschenkelmuskulatur in der Voraktivierung und für Strecksehne und Peroneus in Weight acceptance und Mid stance. Die Kontaktzeit ist über den Steg wesentlich länger. Als Maß der Ab-

weichung der Ganglinie von der Fußlängsachse fand sich auf dem Laufband ein kleineres G. Der maximale und der mittlere Druck variieren hier wenig während des Abrollvorgangs. Auf dem Steg zeichnen sich dagegen eine größere Schwankungsbreite und höhere Spitzendrucke ab.

Auch bei unterschiedlichen Neigungen des Untergrundes lassen sich mit den verwendeten Methoden Unterschiede erkennen. Im Gefälle findet sich ein statistisch signifikant früherer Aktivierungsbeginn (in Gang und Lauf) und ein früheres Maximum (nur im Lauf) des M. peroneus und des M. soleus verglichen mit Ebene und Steigung. Bergauf wird der Tibialis im Gang früher und länger aktiviert. Zusätzlich ist in der Mid stance Phase die Amplitude bergauf im Vergleich zu Ebene und Gefälle für die Plantarflexoren erhöht. In der Weight acceptance-Phase ist sie dagegen in allen Muskeln eher vermindert. In der Druckverteilung über den ganzen Fuß sind keine statistisch signifikanten Unterschiede bei verschiedenen Neigungen nachweisbar. Bei der regionalen Auswertung zeigten sich im Gefälle höhere Drucke im Rück- und Mittelfuß und niedrigere Drucke im Vorfuß. Beim bergauf Gehen hingegen ist der Druck unter dem Vorfuß erhöht. Im Lauf finden sich nur im Rückfuß und in den Zehen Unterschiede. Hier zeigen sich im Gefälle leicht erhöhte, bergauf niedrigere Drucke als auf der Ebene.

3) Sind Unterschiede bei verändertem Interface zwischen Fuß/Mensch und Umwelt erkennbar?

a) Verändert sich das funktionelle Bewegungsmuster durch das Tragen eines Schuhs?

b) Unterscheidet sich das Bewegungsmuster beim Tragen unterschiedlicher Schuhe?

Bei der Testung verschiedener Schuhe ließ sich feststellen, dass bereits eine Unterscheidung der Schuh- von der Barfussbedingung nur mit einigen wenigen Messgrößen in speziellen Situationen möglich ist: Lediglich beim Bergablaufen findet sich eine kürzere Voraktivierung und eine geringere Gesamtzeit der Plantarflexoren im Lauf im Schuh. Die Kontaktzeit und die Schrittzzyklusdauer sind beim Tragen eines Schuhs verlängert. Der Druck unter der Fußsohle ist barfuss höher.

Aufgrund der Ergebnisse ist festzustellen, dass die verschiedenen Schuhe nicht in der Lage sind eine statistisch signifikant nachweisbare Modifikation der Gang und Laufmuster hervorzurufen.

Zusammenfassend kann somit festgehalten werden, dass die Möglichkeit besteht anhand des Innervations- und Koordinationsmusters der Muskulatur und/oder plantarer Druckverteilungsmuster zwischen verschiedenen Untergründen und Neigungen zu differenzieren. Beim Unterschied zwischen barfußigem und beschuhtem Gang gilt dies nur für die plantare Druckverteilung. Was die Unterscheidung zwischen unterschiedlichen Schuhen betrifft ist mit den verwendeten Methoden auf der Ebene keine Unterscheidung möglich.

Fragestellung Teil 2 (Untersuchung zur Barfussadaptation „BF“)

Lassen sich nach einer 5-tägigen Adaptationsphase an die Barfussbewegung Unterschiede des individuellen Abrollvorgangs erkennen?

Hierbei waren in keiner der durchgeführten Untersuchungen am zweiten Messtag relevante Unterschiede im Innervations- und Koordinationsmuster sowie in der plantaren Druckverteilung nachweisbar.

4. Diskussion und Ausblick

4.1. Beschreibung des funktionellen Abrollvorgangs der unteren Extremität

Die Basis der funktionellen Ganganalyse und ihrer Beeinflussung ist die Beschreibung eines physiologischen Gangbildes gesunder Probanden. Erst auf dieser Grundlage sind mögliche Abweichungen zu analysieren, die unter anderem durch Krankheitsprozesse, Prädispositionen, aber auch lediglich durch eine hohe biologische Variabilität einzelner Individuen hervorgerufen werden könnten. Ist also ein solches „Mustergangbild“ überhaupt zu beschreiben und von pathologischen Bedingungen abzugrenzen? Arsenault et al. 1986 versuchten in ihrem Artikel „Is there a ‚normal‘ profile of EMG activity in gait?“ dieser Frage nachzugehen. Sie kamen zu dem Schluss, dass es in vielen Muskelgruppen zwar evidente, statistisch signifikante Unterschiede im muskulären Ansteuerungsmuster zwischen verschiedenen Probanden gibt. Allerdings beziehen sich diese Unterschiede im Einzelnen besonders auf die Amplitude. In Bezug auf das Muster – also die zeitliche (phasische) Analogie der Kurven– konnten sie in 4 der 5 untersuchten Muskeln eine hohe Übereinstimmung finden. Was ihr Studiendesign betrifft, sollte noch ergänzt werden, dass nur 8 Probanden untersucht wurden, die auf einem Gangsteg in ihrer eigen gewählten Geschwindigkeit gehen mussten.

Auch Winter und Yack schrieben 1987 „It is considered useful for basic and clinic researchers to have a profile of normal EMG activity“ und versuchten im Gang erste umfangreiche Referenzwerte zu objektivieren (sie untersuchten 16 verschiedene Muskelgruppen) und die Schwankungsbreite der Messwerte ihrer Probanden anzugeben. Wie Arsenault et al. untersuchten sie dies aber vorwiegend in Bezug auf die Amplitude. Ein zeitliches Leitbild für andere Anwender wird deskriptiv in Form von Linear-Envelope-Kurven dargestellt, eine Quantifizierung der inter-individuellen Differenzen der Zeitmessgrößen nahmen sie allerdings nicht vor.

In der vorliegenden Arbeit wurde nun experimentell versucht, ein „Referenzmuster“ des Abrollvorganges funktionell zu beschreiben und zu quantifizieren. Die gefundenen Ergebnisse zu erklären, in einen Gesamtbewegungszusammenhang einzuordnen, mit Angaben aus der Literatur zu vergleichen und abschließend im Sinne der biologischen Variabilität Grenzen festzulegen, ist das Ziel des folgenden Kapitels.

Für die Laufbewegung kann festgestellt werden, dass die gesamte Muskulatur kurz vor dem Touch down und während der Gewichtsaufnahmephase direkt nach dem Touch down am stärksten aktiviert wird. Dieses Ergebnis wurde bereits für verschiedene Muskelgruppen der unteren Extremität und bei verschiedenen Geschwindigkeiten in vorhergegangenen Studien beschrieben (Mann et al. 1986, Mero und Komi 1987, Komi et al. 1987, Scott und Winter 1990, De Vita 1994, Guidetti et al. 1996, Jönhagen et al. 1996, Novacheck 1998). De Vita (1994) begründet so sein Plädoyer, - entgegen der derzeit gängigen Praxis - das Abheben des Beines vom Boden als Beginn des Gangzyklus anzusehen, so dass die Hauptaktivitätsphase der Muskulatur - nämlich zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes - in der Mitte des Zyklus angesiedelt wäre. In seiner Untersuchung fand er für die elektromyographische Aktivität „that all muscles except gastrocnemius had greater activation levels entering the stance phase compared to those at the end of stance“. Auch Novacheck schreibt 1998: „muscle contraction is more important at that time than around toe off“.

Während des Auftreffens des Fußes muss die Absorption der hohen Impactkräfte sowie die Gelenkstabilisierung vom Muskel-Sehnen-Band-Apparat gewährleistet werden. De Vita untersuchte zusätzlich Gelenkkräfte an Hüft- und Kniegelenk und konnte zeigen, dass auch diese während der Landephase am Knie und der Hüfte deutlich höher waren als während des Übergangs von der Kontakt- zur Flugphase (im Gang um 340 % am Knie und 314 % an der Hüfte). Er schließt daraus: „subjects need to prepare for initiation of stance and application of relatively large external forces and moments“. Mero und Komi 1987 vermuten, dass durch die höhere muskuläre Aktivität eine größere „muscle stiffness“ erreicht wird, die für den Widerstand gegen die Impactkräfte nötig ist.

Aus EMG-Aufzeichnungen während des Nach-vorne-Fallens auf die Arme ist zudem bekannt, dass an der Landung beteiligte Muskeln der oberen Extremität einen signifikanten EMG-Anstieg direkt nach dem Bodenkontakt zeigen, der einem spinalen Dehnungsreflex mit kurzer Latenzzeit zugeschrieben wird (Dietz und Noth 1978a+b Dietz et al. 1979, Greenwood und Hopkins 1976).

Offensichtlich ist davon auszugehen, dass sowohl die Vorbereitung auf hohe einwirkende Kräfte und eine instabile Situation als auch die Reflexpotenzierung nach dem

Touch down zu frühen und starken Muskelaktivierungen führen und damit die Aufrechterhaltung der muskulären Stabilisierung während und unmittelbar nach dem initialen Bodenkontakt gewährleisten.

Gegen Ende des Bodenkontakts werden sukzessiv weniger Muskeln aktiviert. Das Ende der Aktivierung liegt im Lauf für alle Muskeln zwischen 20 % und 33 % der Stride time, bei einer Bodenkontaktphase im Laufen von 29-39 %. Selbst die Streckschlinge, die am meisten für die Propulsion verantwortlich ist, wird während des Push offs nicht maximal aktiviert. Der Zeitpunkt der maximalen Aktivierung liegt bei 12-14 %. Für die zunächst verwunderlich erscheinende Tatsache, dass die Plantarflexoren bereits 30 % nach dem Bodenkontakt – und damit noch in der Standphase – die Aktivierung verlieren, gibt es zwei Erklärungen: Es ist bekannt, dass zwischen dem Aktivierungsbeginn des EMGs und dem Muskelkraftanstieg eine elektromechanische Verzögerung von ca. 50 ms liegen (Sherif 1883, Komi 1984: 20-100ms, Kleissen et al. 1998: 20-150ms). Das bedeutet bei einer Schrittzyklusdauer von 600 ms (Mann und Hagy 1980) eine Verzögerung von 12 %. Damit liegt das Ende der Muskelkontraktion in Wirklichkeit kurz nach dem Abdruck der Zehen. Ein weiterer Grund für das vermeintlich frühe Ende der Aktivierung sind so genannte gespeicherte Elastizitätskräfte: Bei passiver Dehnung entsprechend exzentrischer Belastungen wird Energie gespeichert, die dann reaktiv freigesetzt wird und so ohne aktive Kontraktion zur Produktion von großen Muskelkräften führt. Cavanagh et al. beschreiben 1971 die Effizienz des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus: „elastic properties are important in explosive force production“.

Im Gang gelten die dargelegten Phänomene auch für die Oberschenkelmuskulatur in gleichem Maße: Die Aktivierung beginnt vor dem Touch down, das Maximum liegt kurz danach. Auch der M. tibialis anterior verhält sich im Gang ähnlich wie im Lauf. Die Streckschlinge und der Sprunggelenksstabilisator zeigen jedoch ein deutlich modifiziertes Muster: Der M. peroneus und die Plantarflexoren haben in der vorliegenden Studie das Maximum erst beim Abdruck des Fußes vom Boden. Die Anforderungen an die Schockabsorption, die mit steigender Geschwindigkeit größer werden, treten im Gang was die Unterschenkelmuskulatur betrifft somit offensichtlich in den Hintergrund. GM, GL, SOL und der PL haben damit im Gang möglicherweise weniger stabilisie-

rende und dämpfende als viel mehr plantarflektierende und somit propulsierende Eigenschaften.

Zur Überprüfung der gefundenen Referenzwerte wird nun versucht, die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit Ergebnissen aus der Literatur zu vergleichen. Übereinstimmungen und Unterschiede für den Beginn und das Ende der Aktivierung in Gang und Lauf sowie für den Zeitpunkt der maximalen Aktivierung im Gang sind aus den nachfolgenden Tabellen ersichtlich. Dabei ist allerdings zu beachten, dass die unterschiedlichen Messsetups der Studien die Vergleichbarkeit der gefundenen Werte fraglich machen. So finden sich in den Untersuchungen unterschiedliche Geschwindigkeiten, verschiedene Untergründe, teils recht niedrige Probandenzahlen sowie unterschiedlich trainierte Probanden. Besonders der Vergleich von Laufen (Joggen) und Sprinten ist aufgrund des initialen Bodenkontakts mit dem Vorfuß im Sprint kritisch zu betrachten. Andererseits scheint sich die Möglichkeit der Erfassung eines geschwindigkeitsabhängigen Verhaltens zu ergeben. Die Geschwindigkeit, mit der die Probanden in den jeweiligen Studien gehen oder laufen mussten, ist aus den Tabellen ersichtlich. Manche Autoren ließen die Probanden im Gang in ihrer eigenen Geschwindigkeit gehen, um ein möglichst natürliches Bewegungsbild zu simulieren („frei“). In einer Untersuchung wurde außerdem eine andere Ableitungstechnik verwendet (Andersson et al. 1997; in der Tabelle mit einem Kreis markiert). Sie zeichneten die muskuläre Aktivierung direkt im Muskel auf. Da in den meisten Studien nur je ein Sprunggelenksbeuger, Kniebeuger und Kniestrecker untersucht wurden, sind GM und GL zusammengefasst zu „gastrocs“ (GA), VL und VM (\pm RF) zu Quadriceps (Q), die Oberschenkelrückseite (bei mir BF) ist meist als „hamstrings“ (HAM) bezeichnet.

Für den Rectus femoris konnte in einigen Studien eine Doppelaktivierung, mit dem ersten Spitzenwert in der Mitte der Standphase und einem zweiten Peak während der Schwungphase, der häufig dann als die Hauptaktivierung (Streckung des Knies) gesehen wird nachgewiesen werden. Beginn und Ende der zweiten Aktivierungsphase ist in diesen Fällen in Klammern wiedergegeben. Dieses Ergebnis für den RF fanden u.a. Mann und Hagy 1980, Simonsen et al. 1985, Mero und Komi 1987, Onopuu und Winter 1989, Annaswamy et al. 1995, Jönhagen et al. 1996 und Swanson und Caldwell 2000, während Mann et al. 1986 und De Vita 1994 nur eine Phase am Ende der Schwungphase bis zur ersten Hälfte der Standphase identifizieren konnten, Novacheck 1998 be-

schreibt die einzige Aktivierungsphase in der Mitte der Schwungphase. Guidetti et al. 1994 konnten den Peak in der Schwungphase bei 54 % ihrer Probanden ausmachen. Yang und Winter (1985) fanden heraus, dass der zweite Peak mit abnehmender Schrittfrequenz verschwand.

Autor	Jahr	V in km/h	TA on	TA off	PL on	PL off	GA on	GA off	SOL on	SOL off
Eigene	2004	12	-50	25	-20	30	-10 (-5)	30	-5	30
De Vita	1994	13,8	-50	25	n.u.		-15	20	n.u.	
Guidetti	1996	15	-55	20	n.u.		-15	22	n.u.	
Mann	1980	19	-60	20	n.u.		-15	25	n.u.	
Andersson°	1997	10,8	n.u.		n.u.		n.u.		n.u.	
		14,4	n.u.		n.u.		n.u.		n.u.	
Jönhagen	1996	sprint	-60	25	n.u.		-15	40	n.u.	
Swanson	2000	16,2	-55		n.u.		-18	25	-7	21

Autor	Jahr	V in km/h	Q on	Q off	RF on	RF off	HAM on	HAM off	G on	G off
Eigene	2004	12	-5	25 (30)	-5	25	-25	28	-15	23
De Vita	1994	13,8	-15	20	-25	30	-25	30	n.u.	
Guidetti	1996	15	-10	20	-8	15	-25	25	n.u.	
Mann	1980	19	-12	15	-10 (42)	15 (62)	-15	25	n.u.	
Andersson°	1997	10,8	n.u.		-2 (46)	22 (64)	n.u.		n.u.	
		14,4	n.u.		0 (42)	20 (68)	n.u.		n.u.	
Jönhagen	1996	sprint	n.u.		0 (40)	25 (80)	-25	40	-25	30
Swanson	2000	16,2	-11	20	-8	15	-26	28	-18	17

Tab. 8: Vergleich der On-Off-Muster (Beginn und Ende der Aktivierung) der Mm. tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), gastrocnemius medialis oder lateralis (GA), soleus (SOL), vastus medialis oder lateralis (=quadriceps, Q), rectus femoris (RF), biceps femoris bzw. semitendinosus (=hamstrings, HAM) und gluteus maximus (G) verschiedener Studien im Lauf.
()Werte in Klammern kennzeichnen eine zweite Aktivierung.
°Intramuskuläre Ableitung

Autor	Jahr	V in km/h	TA on	TA off	PL on	PL off	GA on	GA off	SOL on	SOL off
Eigene	2004	5	-40	15	-10	60	10	65	5	55
Arsenault	1986	frei	-42	13	n.u.		n.u.		0	55
Winter	1987	frei	-40	20	-10	60	-10	70	0	60
Mann*	1980	5,8	-40	10	n.u.		15	50	n.u.	
Andersson	1997	5,4	n.u.		n.u.		n.u.		n.u.	
Ounpuu•	1989	frei	-40	20	n.u.		10	60	10	60
Yang	1985	5	-38	18	n.u.		n.u.		4	60

Autor	Jahr	V in km/h	Q on	Q off	RF on	RF off	HAM on	HAM off	G on	G off
Eigene	2004	5	-10	25	-14	30	-20	30	-14	45
Arsenault	1986	frei	-12	20	-10	20	-20	30		
Winter	1987	frei	-10	28	n.u.		-20	30	-10	40
Mann	1980	5,8	-8	15	-6 (48)	10 (70)	-6		n.u.	
Andersson°	1997	5,4	n.u.		-5 (48)	18 (65)	n.u.		n.u.	
Ounpuu•	1989	frei	-6	28	-10	30	-15	36	-10	40
Yang	1985	5	n.u.		-6	28	-16	28	n.u.	

Tab. 9: Vergleich der On-Off-Muster verschiedener Studien im Gang.

*Darstellung in Form von Balkengraphiken

•exemplarische Abbildung eines Probanden

°Intramuskuläre Ableitung

Autor	Jahr	V in km/h	TA	PL	TS	RF	VM	VL	BF	G
Eigene	2004	5	0	41	43	7	5	8	-2	4
Ericson	1986	frei	5 (20)	n.u.	40- 45	10 (63)	5	10	5	5
Winter	1987	frei	6	45	40- 45	10	n.u.	10	3	6
Arendt-N.	1991	5	-2	n.u.	41	n.u.	n.u.	7	-13	0

Tab. 10: Vergleich des Zeitpunkts der maximalen Aktivierung der Mm. tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), gastrocnemius medialis, lateralis oder soleus (=triceps surae, TS), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) und gluteus maximus (G) verschiedener Studien im Gang.

()Werte in Klammern kennzeichnen ein zweites Maximum.

Jönhagen et al. (1996) versuchen diese Tatsache mit unterschiedlicher Elektrodenpositionierung zu erklären. Dies scheint jedoch nicht der plausibelste Grund zu sein, besonders da von ein und demselben Autor unterschiedliche Ergebnisse berichtet wurden. Eine andere Ursache könnte die Datenprozessierungen betreffen. In der vorliegenden Studie konnte der zweite Peak nicht ausgemacht werden, da nur der erste Anstieg im Zyklus festgelegt wurde. Auch ist die Definition der Schwelle – wann ein Muskel als „an“ bzw. „aus“ angesehen wird – von Autor zu Autor unterschiedlich. Geringe Aktivitätsanstiege fallen so eventuell unter die gesetzte „On“-Schwelle und bleiben unerkannt. Betrachtet man die Standardabweichungen der hier abgeleiteten 10 Muskeln für das Aktivierungsende (Abb. 40 auf S. 79), so fällt auf, dass der RF mit Abstand die höchste Variabilität aufweist. Dies unterstützt die Vermutung, dass es mindestens bei einem Teil der Probanden eine zweite Aktivierung geben könnte, die nicht separat erkannt wird. Die Aktivierung fällt hier am eigentlichen ersten Ende bei diesen Probanden nicht ganz unter die 10 % On-Off-Schwelle, so dass das Ende erst nach der von den oben genannten Autoren beschriebene Doppelaktivierung erkannt wird und somit ein Mittelwert zwischen den beiden realen Aktivierungsenden und eine hohe Standardabweichung resultieren. Das hohe Maß an Standardisierung der in der vorliegenden Untersuchung beschriebenen Auswertung, welches eine große Interraterobjektivität gewährleistet, führt in diesem Fall möglicherweise zu einem Erkenntnisverlust. Viele Autoren lassen das On-Off-Muster von einer erfahrenen objektiven Person individuell festlegen. Diese Methode ermöglicht in dem beschriebenen Fall vermutlich eine genauere Festlegung von Beginn, Maximum und Ende der Aktivierung, ist jedoch durch die Bindung an eine Person auch mit methodischen Schwierigkeiten und einer größeren Biasgefahr behaftet. Ein weiteres Indiz für mögliche Doppelaktivierungen ist die verhältnismäßig lange Gesamterregungsdauer von 60 %. Da die Gesamtdauer der Aktivierung nicht nur aus den Werten für Beginn und Ende der Aktivierung berechnet wird, ergeben sich höhere Werte, die auf das Vorliegen einer zusätzlichen Aktivierung schließen lassen. (Für den TA: Beginn bei -10 %, Ende bei +30 %, Gesamtdauer 60 % - also 20 % in einer zweiten Phase zusätzlich).

Eine ähnliche Situation findet sich auch für den Zeitpunkt des Maximums. Aus der Literatur wird deutlich, dass manche Muskeln (z.B. der TA und der BF) zwar keine ge-

trennten Aktivitätsphasen, dafür aber eine zwei- oder sogar dreigipflige Kurve mit teilweise nur geringen Maximaldifferenzen aufweisen (z.B. Dubo et al. 1976 und Ericson et al. 1986 im Gang, Guidetti et al. 1996 im Lauf) Nach mehreren Maxima wurde in der durchgeführten Auswertung jedoch nicht gesucht.

Eine Inspektion der Rohdaten der Probanden gibt Aufschluss:

In den Abbildungen wurden die geglätteten und gleichgerichteten Kurven von zwei verschiedenen Probanden vergleichend dargestellt. Die senkrechten Striche markieren jeweils die

Touch downs der betroffenen Extremität (entsprechend einem Schrittzyklus):

Der Rectus femoris weist bei Proband A (oben) einen biphasischen, bei Proband B (unten) jedoch einen monophasischen Kurvenverlauf auf.

Der Tibialis anterior

zeigt bei Proband A zwei Gipfel mit vergleichbar hohen Maxima, bei Proband B eine trizyklischen Verlauf jedoch mit eindeutig erkennbarem Maximum.



Abb. 38: Geglättete, gleichgerichtete EMG-Signale der Mm. tibialis anterior (TA), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) und Triggersignal zweier unterschiedlicher Probanden im Lauf bei 12 km/h.

An diesen beiden Beispielen ist das beschriebene methodische Problem gut erkennbar, versehentlich eine verfrühtes, falsches „Off“ festzulegen bzw. unterschiedliche Gipfel als Maxima zu bestimmen.

Eine Optimierung der Auswerteroutine im Sinne des Erkennens mehrerer Aktivierungsphasen, erscheint somit für weitere Studien erstrebenswert.

Trotz der hohen Variabilität der Messsetups der verschiedenen dargestellten Studien, kann insgesamt festgestellt werden, dass die Werte für das On-Off-Muster aller Muskeln im Lauf sehr konsistent mit den Werten aus der Literatur übereinstimmen (s. Tabellen 8-10). Die Abweichungen liegen bei höchstens 10 %. Selbst die etwas unterschiedlichen Gang- und Laufgeschwindigkeiten scheinen somit keinen allzu großen Einfluss auf die Koordinationsmuster zu haben. Beim Vergleich von Lauf und Sprint scheint der Aktivierungsbeginn bei höheren Geschwindigkeiten etwas früher zu liegen. Für den Peroneus und den Soleus fehlen im Lauf vergleichende Daten. Im Gang untersuchten dagegen Winter und Yack den PL und fanden denselben Aktivierungsbeginn. Ounpuu und Winter untersuchten den SOL und fanden ebenfalls ein ähnliches Muster ($\pm 5\%$) wie im Ergebnissteil dargestellt.

Kinematischen Analysen des Abrollvorgangs wurde in der Vergangenheit große Bedeutung beigemessen. Wie bereits in der Einleitung erwähnt, sind kinematische Beschreibungen allerdings mit einer Reihe von methodischen Problemen behaftet und kommen daher bei Detailbetrachtungen durch Messungenauigkeiten häufig an ihre Grenzen. Dennoch soll versucht werden, die Daten der muskulären Aktivierung in einen Bewegungszusammenhang einzuordnen. Verschiedene Arbeiten weisen auf Unterschiede der Bewegungskinetik in der Gang- und Laufbewegung hin. Schrittlänge, -frequenz und -geschwindigkeit nehmen zu, da bei steigender Geschwindigkeit der Körperschwerpunkt durch Verstärkung der Hüft- und Knieflexion sowie der Dorsalflexion des Sprunggelenks zunehmend tiefer liegt. Anhand der Abbildungen aus dem Artikel „Biomechanics of running“ (Novcheck 1998), die die Winkel an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während eines Schrittzklus im Gang (gepunktete Linie), im Laufen (durchgezogene Linie) und im Sprint (gestrichelte Linie) zeigen, sollen nun die Kinetik in der Sagittalebene und die Koordinationsmuster der Muskulatur verglichen

werden. Die Abbildungen beginnen immer mit dem Touch down, die vertikalen Linien bezeichnen den Zeitpunkt des Toe off.

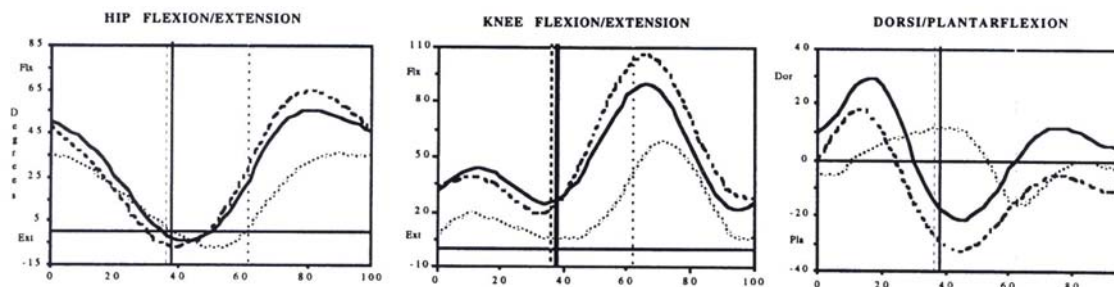


Abb. 39 aus Novacheck 1998: Winkel an Hüfte (links) Knie (Mitte) und Sprunggelenk (rechts) während eines Schrittzzyklus im Gehen (gepunktet), im Laufen (durchgezogen) und im Sprint (gestrichelt).

Hüft- und Kniegelenk verhalten sich in Bezug zu ihren Zyklusphasen in Gang und Lauf ähnlich mit lediglich einem größeren Bewegungsausmaß im Laufen. Die Streckung im Hüftgelenk beginnt im letzten Drittel der Flugphase und nimmt während der Standphase kontinuierlich zu. Die maximale Streckung findet sich dann am Ende der Standphase kurz vor dem Abheben des Beines vom Boden. Die Aktivität der untersuchten Hüftstrecker *Glutaeus maximus* und *Biceps femoris* lässt sich demnach der Kinematik zuordnen. Die genannten Muskeln werden 15 bzw. 25 % vor dem Bodenkontakt und bis kurz vor dem Toe off - und somit dem Zeitpunkt der maximalen Streckung - aktiviert. Verantwortlich für die maximale Streckung ist dann entsprechend zur Unterschenkelstreckschlinge höchstwahrscheinlich die Freisetzung der gespeicherten Elastizitätskräfte (Cavanagh et al. 1971). Zusätzlich muss auch hier die elektromechanische Verzögerung berücksichtigt werden, die beispielsweise für den *Vastus lateralis* ca. 90 ms beträgt (Vos et al. 1991). Für die Hüftstrecker und die Plantarflexoren sind allerdings keine detaillierten Daten vorhanden (Vos et al. 1991). Weiterhin kommt den Hüftstreckern *Glutaeus maximus* und *Biceps femoris* noch die Aufgabe zu, das Schwungbein zum Ende der Flugphase exzentrisch abzubremsen und den Aufprall abzufangen. Offensichtlich können sie so elastische Energie speichern und beim Bodenkontakt abgeben. Dies begründet möglicherweise den Zeitpunkt ihrer maximalen Aktivierung um den Touch down. Simonsen et al. 1985 heben dies als “remarkable ability compared to monoarticular muscles which are in turn restricted to perform concentric and eccentric work during ground contact” hervor.

Die Hüftbeugung beginnt nach Novacheck während des Gangzyklus zum Zeitpunkt des Toe offs und wird Mitte bis Ende der Flugphase maximal. Der einzige Hüftbeuger, der in der vorliegenden Untersuchung gemessen wurde, der RF, zeigt wie oben bereits erwähnt keine Aktivierung in der Schwungphase. Zusätzlich zu den diskutierten methodischen Problemen sei noch erwähnt, dass in einigen Studien vermutet wird, der RF sei nicht besonders stark an der Hüftbeugung beteiligt, da diese Funktion eher vom M. iliopsoas übernommen werde (Mann und Hagy 1980).

Zur Gewichtsaufnahme des Körpers beim Bodenkontakt wird das Knie zunächst gebeugt, um dann während der Vorwärtsbewegung kontinuierlich gestreckt zu werden. Das Maximum liegt im Lauf am Ende der Bodenkontaktphase, im Gang bereits 15 % davor. Die Kniebeugung nimmt in der ersten Hälfte der Schwungphase wieder stetig zu, und erreicht 30 % vor dem nächsten Touch down das Maximum von 60° im Gang und 90° im Lauf (Novacheck). Der Zeitpunkt der maximalen Kniebeugung liegt somit 5 % nach dem Aktivierungsende von GM und GL, aber deutlich nach dem Ende des BF. Dieser scheint somit in der Schwungphase nicht aktiv an der Kniebeugung beteiligt zu sein. Obwohl der mediale Anteil der ischiokruralen Muskulatur (M. semimembranosus und M. semitendinosus) nicht abgeleitet wurde, kann vermutet werden, dass diese beiden Muskeln zusammen mit den beiden Gastrocnemii die Kniebeugefunktion in der Schwungphase übernehmen. Die Kinematik am Sprunggelenk unterscheidet sich essenziell zwischen der Gang- und der Laufbewegung: Der Bodenkontakt erfolgt in beiden Fällen normalerweise mit der Ferse (im Lauf nur bei 80 % der Läufer). Im Gang kann der Fuß aufgrund der Tibiaposition in leichter Plantarflexion aufgesetzt werden und wird zusätzlich initial plantarflektiert (Novacheck). Im Lauf ist hingegen eine Dorsalextension für den Rückfußbodenkontakt und eine weitere initiale Dorsalextension zur Gewichtsaufnahme erforderlich. Maximale Dorsalextension findet sich am Ende der Weight acceptance. Die anschließende Plantarflexion zur Propulsion ist am stärksten kurz nach der Bodenkontaktphase. Im Gang findet nach einer initialen Plantarflexion 60 % der Standphase lang eine Dorsalextension statt, erst im letzten Drittel folgt für den Abdruck erneut eine Plantarflexion (Novacheck).

Betrachtet man nun die elektromyographischen Ergebnisse, so wird klar, dass die Plantarflexion am Touch down durch die exzentrische Senkung des Fußes durch den TA erfolgt und nicht durch aktive Beugung der Gastrocnemii, die hier keine Aktivität zei-

gen. Das Maximum während des Abdrucks fällt im Gang mit dem Aktivierungsende der Strecksehne zusammen, im Lauf liegt es wie oben besprochen 10 % danach. Die Dorsalextension in der Standphase erfolgt passiv beim Übertritt des Körperschwerpunktes über den Fuß. „TA is initially helping to accelerate the tibia over the fixed foot” (Mann und Hagy 1980). Was die Gastrocnemii betrifft existieren kontroverse Ergebnisse bezüglich der maximalen Aktivierung: Die meisten Studien ergaben im Lauf die höchste Aktivierung während des Touch down und der Gewichtsübernahme (Brandell 1973, Mann und Hagy 1980, Simonsen 1985, Komi et al. 1987 und Winter 1990). Reber et al. fanden 1993 die Spitzenaktivität in der Mid stance Phase (nach Winter im Lauf nicht existent). Sie erklären dieses Ergebnis folgendermaßen: „Eccentric fashion to control the ankle dorsiflexion as the center of gravity passed over the ankle“. De Vita findet die maximale Aktivität am Ende der Standphase, und Jönhagen et al. können beide Maxima – am Touch down sowie am Toe off - identifizieren.

Zusammenfassend kann gefolgert werden, dass die maximalen Bewegungsausmaße meist kurz nach dem Aktivierungsende der zugehörigen Muskelgruppen gefunden werden, was nach der Theorie der gespeicherten Elastizität den Erwartungen entspricht. Die Ausnahme bildet hier lediglich der BF in seiner Funktion als Kniebeuger, zu der er zumindest während der Schwungphase nicht entscheidend beizutragen scheint.

Wie sieht nun die Variabilität der Messwerte bei den untersuchten Probanden, bzw. bei den 10 Schritten der einzelnen Probanden aus? Vergangene Untersuchungen fanden eine hohe Reproduzierbarkeit des EMG Musters innerhalb eines Probanden an verschiedenen Messtagen und bei mehreren Wiederholungen (Arsenault et al. 1986 und Winter und Yack 1987 im Gang, Guidetti 1996 im Lauf, s. auch Material und Methoden). Guidetti schreibt: “As already reported for walking gait the intra-individual data obtained from a given muscle were observed to be extremely stable. This would indicate that gait might be programmed, if programming is defined as a high repeatability in neuromuscular output”. Die Frage nach einem individuenübergreifenden „Referenzmuster“ der elektromyographischen Aktivierung wird von ihnen jedoch kritisch betrachtet. Guidetti bestätigt dabei im Laufen die Ergebnisse von Arsenault et al. im Gang, dass im EMG-Muster einiger Muskeln große Unterschiede zwischen verschiedenen Probanden zu finden sind. Shiavi et al. (1998) untersuchten Kreuzbandpatienten und

Gesunde im Gang und kamen zu folgendem Schluss: „There exists a typical or „normal“ pattern for each muscle which most uninjured and some injured subjects exhibit“.

Die Standardabweichungen als globaler Parameter der Streubreite der erhobenen Messwerte liegen in der vorliegenden Untersuchung für alle Zeitmessgrößen zwischen 2,5 % und 18 % der Schrittzklusdauer (Abb. 40). Als stabilste Messgröße können dabei das Maximum und das Ende der Aktivierung angesehen werden. Der Beginn der Aktivierung hat nur im TA und im PL eine sehr hohe Variabilität und ist sonst ebenfalls eine sehr stabile Größe.

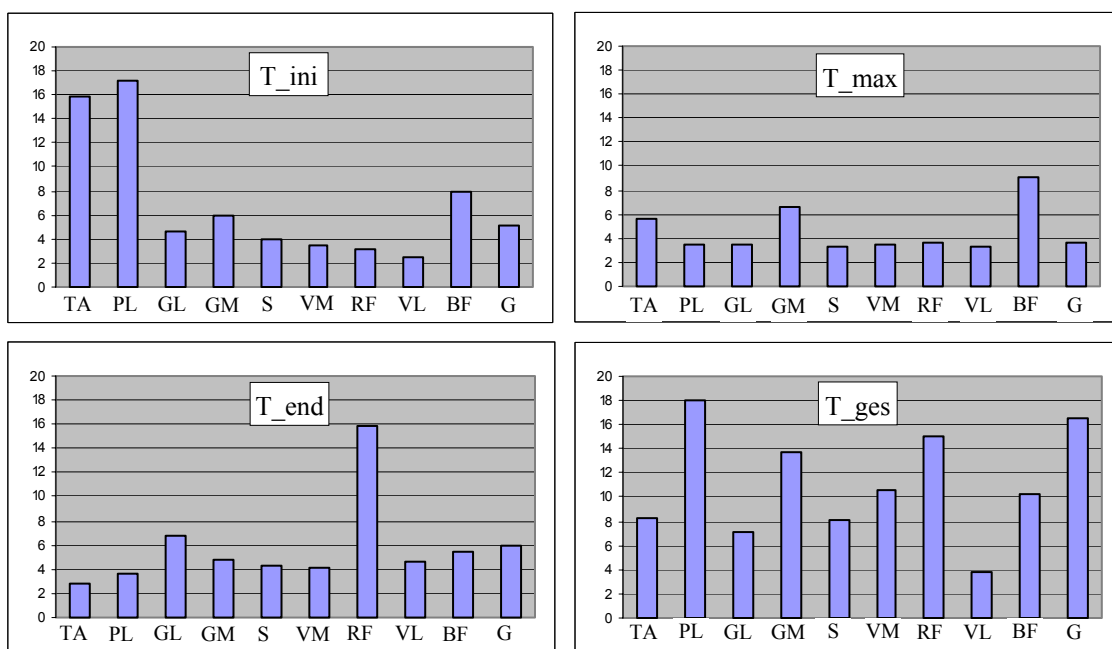


Abb. 40: Standardabweichungen von Beginn, Maximum, Ende und Gesamtzeit der Aktivierung aller 10 Muskeln in % der Schrittzklusdauer im Lauf bei 12 km/h im Gymnastikschläppchen.

Insgesamt kann man in diesen 3 Messgrößen - abgesehen von wenigen Ausreißern - von Standardabweichungen zwischen 2 % und 6 % der Schrittzklusdauer ausgehen. Bei der Gesamtdauer der Aktivierung bestätigte sich in dieser Darstellung die Annahme einer hohen Divergenz in dieser Untersuchung und damit einer eingeschränkten Aussagekraft. Diese Messgröße sollte demnach mit der verwendeten Auswerterroutine nur mit Einschränkungen und nach sorgfältiger Prüfung für ganz bestimmte Fragestellungen weiterverwand werden.

Die Ergebnisse von Winter und Yack, dass weiter proximal gelegene Muskeln eine höhere biologische Variabilität zeigen als distale, können anhand der hier gefundenen Ergebnisse für Zeitmessgrößen nicht bestätigt werden.

Dennoch lassen sich die sichtbaren Ausreißer einzelner Muskeln in den 3 stabilen Messgrößen funktionell gut erklären. Für die hohe Variabilität des Endes der Aktivierung des Rectus femoris ist vermutlich die Missinterpretation möglicher Doppelaktivierungen bei einigen Probanden verantwortlich. Selbst bei intramuskulärer Ableitung berichten Annaswamy et al. 1999 über hohe Schwankungen der Messwerte für diesen Muskel. Der M. biceps femoris hat bezüglich Beginn und Maximum eine eher überdurchschnittlich hohe Schwankungsbreite. Hier konnten ebenso wie beim RF doppelgipflige Kurven gezeigt werden (Abb. 38), was die Variabilität der Maximazeitpunkte erklären könnte, da einmal der erste und einmal der zweite Gipfel als Maximum erkannt werden. Da der Muskel verschiedene wichtige konzentrische und exzentrische Funktionen (s.o.) übernimmt, ist es wahrscheinlich, dass diese von den einzelnen Probanden unterschiedlich stark gewichtet und so unterschiedliche Ansteuerungsmuster detektiert werden. Diese Annahme bestätigen die Ergebnisse von Winter und Yack, die einen weiteren Muskel der ischiokruralen Gruppe, den medial gelegenen Semitendinosus untersuchten. Sie konnten nachweisen, dass der BF verglichen mit dem Semitendinosus eine wesentlich höhere Streuung aufwies (CV 42 % zu 62 %). Die Autoren schließen daher auf eine variablere Funktion dieses Muskels. Winter und Yack fanden auch ähnliche Phänomene für verschiedene Muskelgruppen. Die subjektspezifische Lösungsstrategien bestimmter Bewegungsaufgaben erklären sie mit einem individuellen „trade-off in function“ : Ein Beispiel ist der „flexible trade-off between [synergistic muscles] hip extensor and knee extensors during stance: one subject – weight bearing with a dominant hip extensor moment of force, another shows a reverse pattern: high knee extensor and low hip extensor activity“ (Winter 1984, Winter und Yack 1987)

Die ebenfalls große Streubreite des Beginns des PL ist möglicherweise als ein individuell unterschiedlich ausgeprägtes Stabilisierungsbedürfnis zu interpretieren. Probanden mit einem hohen neuromuskulären Protektionsmechanismus werden hier die Muskulatur früher aktivieren, um die laterale Stabilität beim Bodenkontakt besser zu gewährleisten.

Die folgenden Abbildungen verdeutlichen anhand der Einzelwerte des Beginns der Aktivierung der 14 Probanden im Lauf exemplarisch an 4 Muskeln die Schwierigkeit der Festlegung von Grenzwerten.

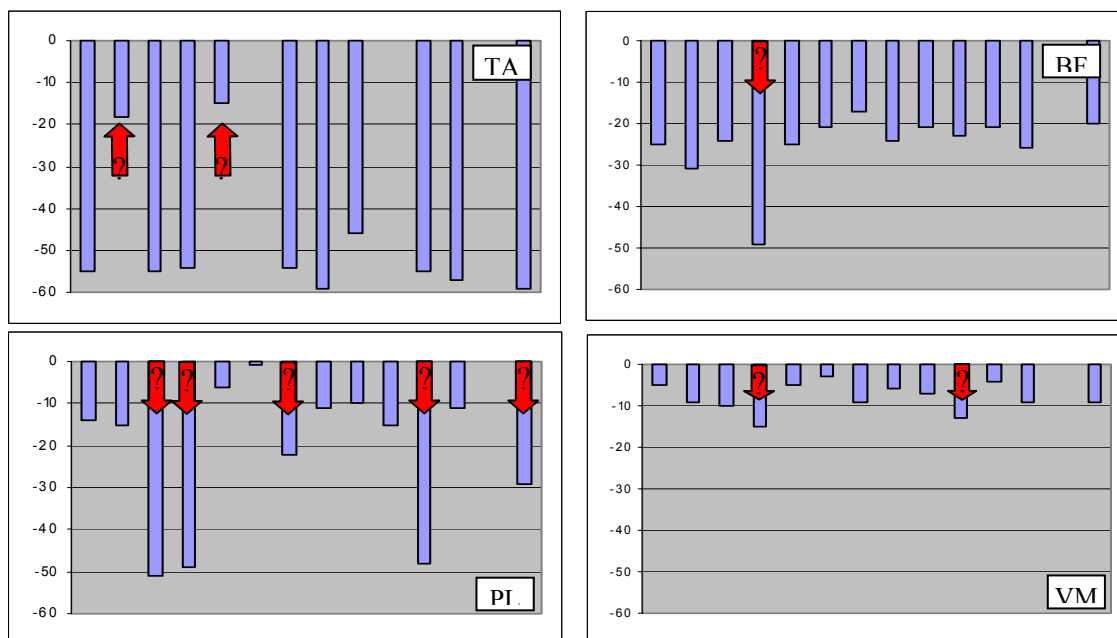


Abb. 41: Einzelwerte des Aktivierungsbeginns der 14 gemessenen Probanden für die Mm. tibialis anterior (TA), Peroneus longus (PL), Vastus medialis (VM) und Biceps femoris (BF).

Man erkennt, dass zwar die meisten Messwerte der Probanden in einem Schwankungsbereich von 10 % liegen, sich aber dennoch einzelne Probanden finden, die teils erhebliche Abweichungen im Vergleich zur Gesamtgruppe aufweisen.

All diese Aspekte führen zur eingangs aufgeworfenen Frage nach den Grenzen der Definition eines physiologischen EMG-Musters zurück. Ist das angesprochene vermehrte Stabilisierungsverhalten einzelner Personen positiv zu interpretieren? Ist eine maximale neuromuskuläre Stabilisierung anzustreben im Sinne eines körpereigenen propriozeptiven Schutzmechanismus, oder mindert die frühere Muskelaktivierung die Leistungsfähigkeit und zeugt eher von unzureichenden koordinativen Fähigkeiten? Ist der Einsatz des BF in allen seinen Funktionen förderlich oder sollte - im Sinne einer optimalen Leistungsfähigkeit gedacht - nicht eine möglichst zielgerichtete, effiziente und somit minimale Bewegungsausführung angestrebt werden? Und schließlich besteht die Möglichkeit, dass die mit den roten Pfeilen gekennzeichneten Personen aufgrund ihrer Normabweichungen z.B. wenn sich diese summieren Beschwerden bekommen?

Die exakten Grenzen der biologischen Variabilität können auf der Basis der vorliegenden Ergebnisse sicherlich nur unzureichend festgelegt werden, wobei offensichtlich ein zentrales funktionelles Koordinationsmuster über eine Gruppe gesunder Probanden in Grenzen reproduzierbar und beschreibbar ist. Die für einen funktionellen Prozess akzeptablen Standardabweichungen der untersuchten Gruppe und die hohe Übereinstimmung der gefundenen Werte mit anderen Studien, sprechen dafür, in der Zeitdomäne von einem reproduzierbaren EMG-Muster über eine gesunde Gesamtgruppe auszugehen. Pedotti (1977) fand eine hierfür treffende Formulierung des Sachverhalts. Er kommt zu dem Schluss, dass die Bewegung nach „general rules“ beschreibbar ist, „individual traits“ jedoch beachtet werden müssen.

Bei der kritischen Interpretation der zusätzlich untersuchten Amplituden als Maß für das Ausmaß der Muskelaktivierung muss bedacht werden, dass nicht normalisierte Amplituden weder zwischen verschiedenen Muskelgruppen eines Probanden, noch zwischen unterschiedlichen Probanden und nur mit Einschränkungen an verschiedenen Messtagen vergleichbar sind da sie direkt den aktuellen Ableitbedingungen unterliegen. Diese Tatsache wurde schon vor über 20 Jahren erkannt. Daher wurde auf unterschiedliche Weise versucht, die Amplituden verschiedener Probanden untereinander vergleichbar zu machen. In der Literatur haben sich drei Normalisierungsverfahren durchgesetzt. Am gängigsten ist die Normalisierung auf die Amplitude einer maximal ausgeführten muskelspezifischen Bewegung (im Gang: Dubo et al. 1976, Lyons et al. 1983, Ericson et al 1986, Onopuu und Winter 1989, Arendt-Nielsen et al 1991; im Lauf/Sprint: Jacobs 1993, De Vita 1994, Jönhagen et al. 1996). Diese „maximum voluntary contraction“ (MVC) wird zumeist unter isometrischen Bedingungen apparativ durchgeführt und gemessen. Dieses Verfahren bietet den Vorteil, dass unter Berücksichtigung von Einschränkungen parallel zur Elektromyographie die Muskelkraft dynamometrisch erfasst werden kann (Hof et al. 1987, White und Winter 1993). Das Verfahren ist allerdings auch mit erheblichen Nachteilen behaftet, die es aus wissenschaftlicher Sicht nachteilig erscheinen lassen. Die Messwerte, die während der Referenzbewegung erhoben werden, sind trainingsabhängig und gelenkstellungsabhängig, was eine Standardisierung schwierig macht. Außerdem erscheint es physiologisch nicht sinnvoll, die Amplitude eines Bewegungszyklus auf eine in einer anderen Bewegung ermittelten Maximalkraft zu

beziehen, insbesondere da die Maximalkraft für Gang- und Laufbewegungen keine entscheidende Rolle spielt.

Eine andere Form der Normalisierung, wie sie beispielsweise von Knutsson und Richards 1979, Andersson et al. 1997 und Guidetti et al. 1997 angewandt wird, setzt die Amplitude zur maximalen Amplitude innerhalb des Gangzyklus ins Verhältnis. Diese Methode erscheint funktionell sinnvoller, ist aber sehr anfällig für einmalig auftretende Störsignale (Marras 1992).

Verschieden Untersuchungen zur Wiederholbarkeit zeigten, dass das Problem aller Amplitudenanalysen – auch nach Normalisierung – nach wie vor die Reliabilität ist. Winter und Yack untersuchten unnormalisierte und auf die MVC normalisierte Amplituden und konnten durch den Normalisierungsprozess zwar eine Reduktion der Variabilität um die Hälfte verzeichnen, die Variationskoeffizienten der normalisierten Amplituden lagen aber immer noch bei durchschnittlich 48,5 %.

Auch die Validität der Aussagen, die mittels Amplitudenanalysen getroffen werden, muss in Frage gestellt werden. Arsenault et al. finden in allen von ihm nach MVC-Normalisierung untersuchten Muskeln trotz Normalisierung statistisch hochsignifikante Unterschiede der Amplituden verschiedener Probanden. Ounpuu und Winter fanden signifikante interindividuelle Unterschiede bei 9 von 10 Probanden in mindestens 3 der 7 getesteten Muskeln. Guidetti et al. kommen mit der Normalisierung auf die maximale Amplitude im Lauf zu ähnlichen Ergebnissen. Sie berichten über interindividuelle Variationskoeffizienten zwischen 68 % (VM) und 90 % (GA) je nach Muskel.

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Normalisierung der mittleren Amplitude eines Teils der Bewegung auf die mittlere Amplitude über den ganzen Zyklus erscheint funktionell einleuchtend und messmethodisch stabil und valide. Einschränkend ist allerdings anzumerken, dass ein direkter Vergleich der Amplituden verschiedener Muskeln während der ganzen Bewegung nicht möglich ist. Aus den nachstehenden Abbildungen der prozentualen Standardabweichungen ist abzulesen, dass diese in der Regel zwischen 15 % und 30 % betragen, was mit Sicherheit nicht optimal ist, im Vergleich zu den Variationskoeffizienten der anderen Untersuchungen aber durchaus überlegen erscheint. Die Ergebnisse von Winter und Yack einer höheren Variabilität der

proximal gelegenen Muskeln, kann für die Amplituden wiederum nicht bestätigt werden.

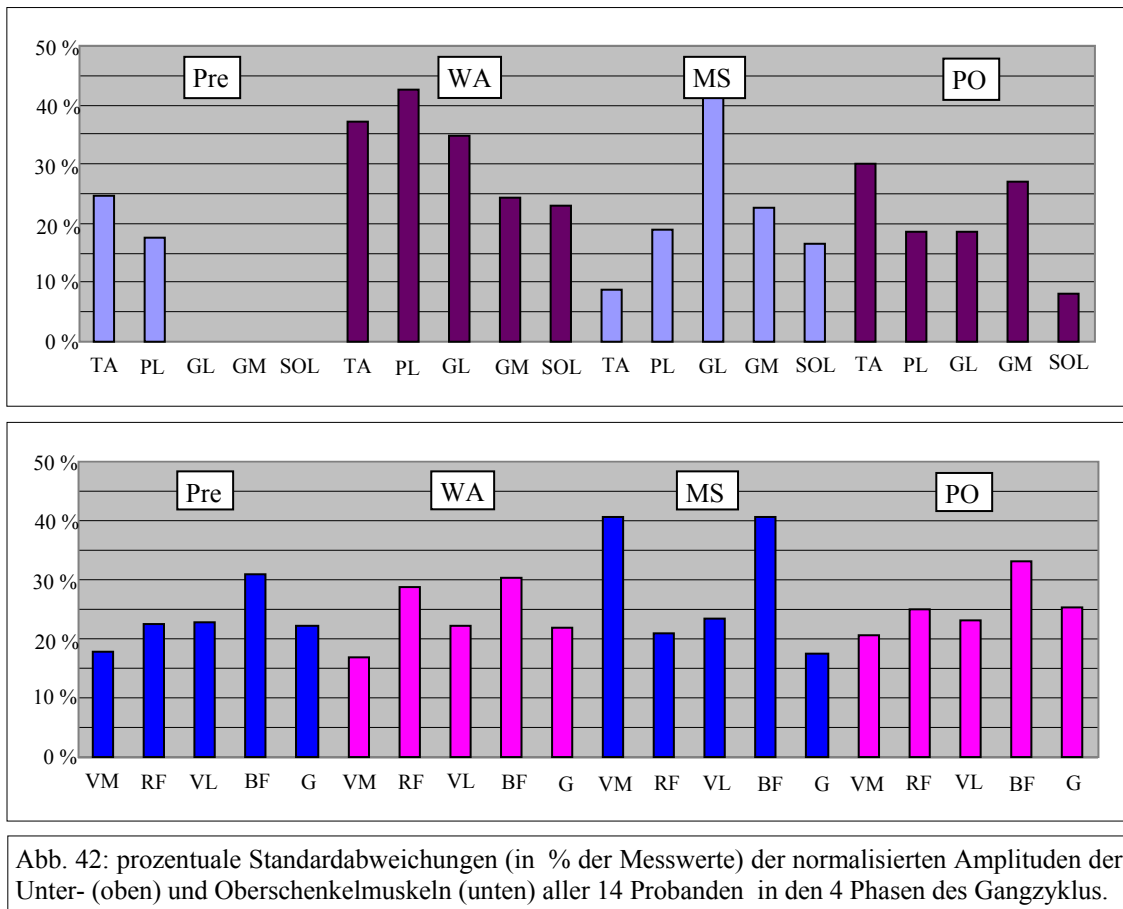


Abb. 42: prozentuale Standardabweichungen (in % der Messwerte) der normalisierten Amplituden der Unter- (oben) und Oberschenkelmuskeln (unten) aller 14 Probanden in den 4 Phasen des Gangzyklus.

Aus den Ergebnissen der Untersuchung kann zusammenfassend festgehalten werden, dass die Amplitudenanalyse in den Phasen des Gangzyklus sehr gut die gefundenen Ergebnisse der Zeitmessgrößen unterstützt. Die Amplitude der muskulären Aktivierung ist im Lauf in nahezu allen Muskeln in der Phase der Gewichtsaufnahme am höchsten (einzige Ausnahme: TA, der in der Voraktivierung beim Anheben des Fußes die größte Aktivierung zeigt). Dies belegt in Übereinstimmung mit den anderen Unterschenkel-ergebnissen, dass der muskuläre Stabilisierungs- und Dämpfungsapparat beim initialen Bodenkontakt die größte Arbeit verrichten muss. Die Zeitpunkte der maximalen Aktivierung fallen in allen anderen Muskeln in die Phase, die auch die höchste Amplitude hat.

Im Gang bringt die Amplitudenanalyse einen interessanten Erkenntnisgewinn zu den Erfahrungen aus der Analyse der Zeitmessgrößen: Die StreckSchlinge und der M. pero-

neus werden in der Weight acceptance am stärksten aktiviert, während sie den Zeitpunkt des Maximums in der Push off Phase gezeigt hatten. Das bedeutet, dass im Push off wohl ein kurzer, sehr kräftiger Abdruck für die Propulsion erfolgt, die höchste Gesamtaktivität aber direkt nach dem Bodenkontakt auftritt. Genau umgekehrt verhält es sich mit der Oberschenkelmuskulatur: diese Muskeln haben alle das maximale Aktivierungsausmaß im Push off, der Zeitpunkt der maximalen Aktivierung dagegen findet sich kurz vor (BF) oder nach (Q und G) dem Touch down, was bedeutet, dass die Muskeln zur Dämpfung und Stabilisierung nur einige Millisekunden, dafür aber sehr stark eingesetzt werden.

Die plantare Druckverteilung kann zusätzlich wichtige Informationen über Veränderungen im Abrollvorgang und den Effekt therapeutischer Interventionen liefern. Die Analyse erfolgt häufig deskriptiv von einem erfahrenen Kliniker. Um zuverlässige Aussagen über Veränderungen treffen zu können, sollten auch hier objektive Referenzwerte ermittelt werden.

Der Einsatz des EMED -Druckverteilungssystems ist seit längerer Zeit in Wissenschaft und klinischer Diagnostik gängig, während das Pedar-Inschuh-System erst in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen hat. So fehlen Referenzwerte für dieses System und damit für die Laufbewegung weitgehend. Beim Gehen über Druckmessplatten wie dem Emed-System dagegen, wurden bereits in vorangegangenen Studien solche - von den Autoren häufig als „Normalwerte“ bezeichnete – Referenzwerte verschiedener Messgrößen der Druckverteilung bestimmt. Besonders der Spitzendruck wurde öfter als Messgröße angegeben. Die im Kapitel 2 erwähnten Nachteile dieser Messgröße sollen an dieser Stelle unter Berücksichtigung der gefundenen Ergebnisse kurz reevaluiert werden: Cornwall und Mc Poil untersuchten 2000 die zeitliche Verteilung des Abrollvorgangs innerhalb der hier verwendeten 4 Masken im Gang: 22,4 % der Dauer der Standphase entfielen dabei auf den Rückfußbereich (RF), 13,7 % auf den Mittelfuß (MF), 55,4 % auf den Vorfuß (VF) und 8,5 % auf die Zehen. Dies entspricht bei der in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Kontaktzeit von 590 ms 132 ms im Rückfuß, 81 ms im Mittelfuß, 326 ms im Vorfuß und 50 ms im Zehenbereich. Bei einer zeitlichen Auflösung der Systeme von 50Hz werden also im RF 7, im MF 4, im VF 16 und in den Zehen 3 Bilder aufgenommen. Falls sich Cornwalls Daten auf die Laufbewegung übertragen lassen, wären dies im Lauf bei einer Kontaktzeit von 207 ms 2 Bilder im RF,

1 Bild im MF, 6 Bilder im VF und 1 Bild der Zehen. Die Zuordnung der Druckwerte zu sowohl einer bestimmten räumlichen Lokalisation, als auch zu einem Zeitintervall ist im Lauf also recht gut möglich, bezogen auf den Gang muss aber nach wie vor bedacht werden, dass die etwa 16 Bilder im Vorfuß bezüglich der genauen Lokalisation eine Fehlerquelle darstellen. Es wäre wünschenswert, in Zukunft eine praktikable Methode zu finden, die speziell für den Vorfußbereich zusätzlich zur Gesamtdarstellung weitere zeitliche und räumliche Unterareale zur Darstellung bringt ohne die funktionale Betrachtung zu verlieren.

Da wie erwähnt nicht viele Studien Referenzwerte für das Pedar-System angeben, ist der folgende Vergleich der Messwerte an den Ergebnissen beim Gehen über die Platte orientiert. Alle 3 gefundenen, vergleichbaren Studien verwendeten allerdings nicht dieselbe Regioneneinteilung und die gleichen Geschwindigkeiten wie hier, so dass die Tabelle nur als Anhaltspunkt der generellen Plausibilität der Messwerte dienen kann. Der Vergleich mit Shorten et al., die ebenfalls bei standardisierten Geschwindigkeiten untersuchten, zeigt, dass der Einfluss der Geschwindigkeit auf den Spitzendruck auf der Emed Platte hoch ist. Daraus kann gefolgert werden, dass die Vergleichbarkeit der anderen Studien, die eine freie Geschwindigkeit wählten fragwürdig ist.

Autor	Jahr	V in km/h	System	PP RF	PP MF	PP VF	PP Zehen
Eigene	2004	5	SF	41,7±9,3	8,8±3,5	49,1±22,3	27,6±16,6
Shorten	1989	3,6	SF	36,7±11,5	13,6±9,4	63,5±21,1	
Shorten	1989	5,4	SF	51,7±15,8	11,0±5,8	73,7±22,6	
Mc Poil	1999	frei	SF	51,7±17,9			
Bryant	2000	frei	SF	35,0±7,8	7,3±2,5		
Eigene	2004	5	PD	27,2±4,3	16,9±5,2	33,2±8,8	28,9±10,2
Kernozek	1996	4,8	PD	17,1			

Tab. 11: Vergleich der Werte der Messgröße Peak pressure verschiedener Studien im Gang.

Autor	Jahr	V in km/h	System	MP RF	MP MF	MP VF	MP Zehen
Eigene	2004	5	SF	17,3±2,9	3,4±1,2	13,8±1,9	6,5±2,2
Bryant	2000	frei	SF	16,7±2,4	3,9±2,5		
Eigene	2004	5	PD	12,1±2,3	4,7±1,1	10,9±3,3	9,1±3,8

Tab. 12: Vergleich der Werte der Messgröße Maximum mean pressure verschiedener Studien im Gang.

Dass die höchsten Drucke im Rück- und Vorfußbereich gefunden werden, stimmt mit der Literatur überein. Shorten et al. fanden Spitzenwerte unter dem Vorfuß analog zu den hier vorliegenden Ergebnissen. Bryant et al. berichten die höchsten Werte des mittleren Druckes unter dem Rückfuß, den 2. und 3. Metatarsale und der Großzehe. Sie bestätigten zudem die oben geäußerte Annahme der stabilsten Werte im Rückfuß im Gang. Für das funktionelle Verständnis des Gangbildes bedeutet dies, dass die Rückfußregion trotz höchster Drucke die geringste Variabilität zeigt. Dies wird vermutlich durch die oben dargelegte hohe muskuläre Stabilisation während des Touch downs gewährleistet.

Bryant et al. machten außerdem die gleiche Feststellung was den Vergleich zwischen dem mittlerem und dem Spitzendruck angeht. Sie berichten: „Values for mean pressure followed trends similar to those of peak pressure. Mean pressures were understandably lower and tended to show less variation [...] than did peak pressures. Bei genauerem Hinsehen waren hierbei aber auch die prozentualen Werte der 2 Messgrößen vergleichbar. Für die Praktikabilität in zukünftigen Studien bedeutet dies, dass die Beschränkung auf eine der beiden Messgrößen vertretbar erscheint.

Die Betrachtung des funktionellen Abrollvorgangs als gesamte Bewegung ist neu. Für die geometrische Messgröße G und die zeitliche Messgröße Vmed existieren außerhalb unserer Arbeitsgruppe bis jetzt keine Referenzwerte. Eine gute Reliabilität der Parameter konnte jedoch gezeigt werden (für G: Bäurle et al. 1999 und 2001: $r=0,90$ Test-Retest-Variabilität $8\pm 7\%$, Baur et al. 2001: $r=0,92$ Test-Retest-Variabilität $11,9\pm 8,7\%$; für Vmed: Bäurle et al. 2001: $r=0,97$ Test-Retest-Variabilität 14%).

Der gefundene Wert für G kann somit als Referenzwert dienen. Die Laufgeschwindigkeit scheint dabei keinen Einfluss auf den örtlichen Verlauf der Abrollbewegung zu haben. G unterscheidet sich nicht zwischen Gang und Lauf.

Die Medialisierung nach dem lateralen Aufsetzen des Fußes in der Gewichtsaufnahmephase (Vmed_WA) erfolgt im Lauf – auch proportional zur Laufgeschwindigkeit – allerdings schneller als im Gang. Dies könnte ein Hinweis auf eine höhere Sehnenbelastung der Achillessehne in der Laufbewegung und eine Assoziation mit entsprechenden Beschwerden sein.

Die Kontaktzeiten von im Gang 57 %, im Lauf 30 % der Standphase liegen etwas unter den in der Literatur genannten Werten. Novacheck fand 39 % im Lauf, Mann und Hagy 31 % bei 19 km/h, de Vita 32,6 % . Im Gang werden 62 % (Mann und Hagy), 60-62 % (Yang und Winter), 58-63 % (Winter) und 61,7 % (De Vita) berichtet. Für dieses Phänomen gibt es offensichtlich 2 Erklärungsansätze. Es könnte einerseits durch eine unterschiedliche Detektion des Bodenkontaktes messmethodisch begründet sein. Während in den meisten Studien entweder am Schuh befestigte Schalter verwendet werden oder die Kontaktphase aus der parallelen Videoanalyse kalkuliert wurde, scheint die plantare Druckverteilung für die Ermittlung der Kontaktzeit exaktere Werte zu liefern. Zwischen dem Auftreffen des erste Teils des Schuhs auf dem Boden und der Belastung der Sohle gibt es dabei vermutlich eine geringe Latenz. Die andere Möglichkeit ist, dass es beim Vergleich der hier verwendeten Barfusskondition als Referenz und dem Laufen in Schuhen Unterschiede im Sinne einer verlängerten Kontaktzeit gibt. Die Kontaktzeit könnte durch das „zusätzliche Material“ oder einen etwas anderen Bewegungsablauf verlängert sein. Greift man auf die Ergebnisse des Kapitels Schuheinfluss vor so wird dies deutlich. Im Schuh ließen sich längere Kontaktzeiten von 61,3 % im Gang im Schuh und 33,7 % im Lauf im Schuh nachweisen.

Der Zusammenhang zwischen steigender Geschwindigkeit und steigendem Druck konnte bereits von anderen Autoren gezeigt werden: Shorten et al. fanden dieses Ergebnis für den Rückfuß, den Vorfuß und die Zehen - wie bereits aus den Wertetabellen 11 und 12 ersichtlich war. Sie fanden ebenfalls die eine Ausnahme einer geringen Abnahme des Drucks im Mittelfuß. Simpson et al. 1993 berichten über steigende Spitzendrucke im Rückfuß und Kernozek et al. im RF und den Zehen: Bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 3,2 km/h auf 4,8 km/h stieg der peak pressure in ihrer Untersuchung von 15,1 auf 17,1 N/cm².

Funktionell bedeutsam ist dabei insbesondere, dass während unter allen anderen Regionen des Fußes die Drucke im Lauf steigen sie unter dem Mittelfuß sinken. Dies bestätigt somit das in der Praxis häufig beobachtete Phänomen einer Veränderung der Fußform zwischen statischen und dynamischen Testungen. So haben Patienten mit einem statischen Senkfuß in der Dynamik häufig ein normal ausgebildetes Fußgewölbe oder gar eine Hohlfußtendenz. Diagnostische Maßnahmen bei Fußfehlstellungen sollten demnach in der Praxis möglichst auch im Bewegungsablauf erfolgen und nicht nur im Stand

wie es mit dem Podometer oder so genannten Trittschaumabdrücken immer noch gängig ist.

4.2. Einflussfaktoren auf den Abrollvorgang der unteren Extremität

Seit nunmehr 100 Jahren werden Laufbänder regelmäßig in Wissenschaft und Praxis eingesetzt. Die Möglichkeit, hoch standardisierte und reliable Bedingungen zu schaffen, wird für wissenschaftliche Untersuchungen, aber auch in Trainings- und Rehabilitationsprozessen geschätzt.

Untersuchungen auf dem Laufband unterstützen in der täglichen Klinikroutine Diagnosestellung und Festlegung der Behandlungsstrategie: Die Klärung kardiovaskulärer, pneumologischer und metabolischer Fragestellungen, die Evaluation und Rehabilitation neurologischer Störungen sowie Analysen eines verletzten Läufers sind einige Beispiele für den sinnvollen Einsatz der Laufbandanalyse in der Klinik (Brunner et al. 1983, Heindinger et al. 1987, Cavanagh et al. 1993, Fowler et al. 1993, Hughes et al. 1993, Stolze et al. 1997, Sutherland 1997, Dingwell et al. 1999, Field-Fote 2001, Hesse 2001, Hesse et al. 2001, Miller et al. 2002, Riebe et al. 2001, Savage et al. 2001, Ulrich et al. 2001, Pohl et al. 2002, Sullivan et al. 2002, Suteerawattananon et al. 2002).

Lange Zeit diente das Laufband jedoch in erster Linie der Untersuchung wissenschaftlicher Fragestellungen. So wurden eine Vielzahl biomechanischer Studien über die Gang- und Laufmechanik unter standardisierten Bedingungen auf dem Laufband durchgeführt. Die Grundannahme für die meisten dieser Einsatzgebiete ist dabei die Transferierbarkeit der Ergebnisse auf das normale Gehen und Laufen auf dem Boden. Verschiedene biomechanische Artikel beschäftigten sich mit der Validierung dieser Übertragbarkeit der Ergebnisse. Aufgrund theoretischer Überlegungen wurde zunächst angenommen, dass keine fundamentalen mechanischen Unterschiede zwischen dem Laufen auf dem Laufband und im Feld bestehen sollten, gesetzt den Fall, das Laufband ist in der Lage, eine konstante Geschwindigkeit zu produzieren und keine Unebenheiten aufzuweisen (Van Ingen Schenau 1980, Nelson et al. 1972). Dennoch kam eine Vielzahl von Studien zu dem Schluss, dass signifikante Unterschiede in Biomechanik und Metabolismus zwischen den beiden Testsituationen bestehen (Nelson et al. 1972, Frishberg 1983, Pearce et al. 1983, Reinisch et al. 1991, Wank et al. 1998). Allerdings beschäftigten sich diese Studien wiederum in erster Linie mit den Unterschieden in Kinematik

(Gelenkwinkel) und globalen biomechanischen Messgrößen wie Schrittlänge, -frequenz und -variabilität, sowie einige wenige mit der Kinetik (Bodenreaktionskräfte und planare Druckverteilung). Innerhalb der Studien differieren die Ergebnisse erheblich:

Unterschiede in Gelenkwinkeln konnten Strathy et al. 1983 und Vogt et al. 2002 zeigen, während Matsas et al. 2002 nach sechsminütiger Gewöhnung eine hoch reliable Kniekinematik auf dem Laufband fanden. Auch Lemke et al. 1995 fanden keine statistisch signifikanten Unterschiede in Rückfußbewegungen unter den verschiedenen Testsituationen.

Was Schrittzkluscharakteristika anbetrifft, berichten Strathy et al. und Vogt et al. ebenfalls von unterschiedlichen Ergebnissen auf Laufband und Gangsteg, ebenso Greig et al. 1993 und Stolze et al. 1997. Matsas et al. hingegen fanden auch hier nach Gewöhnung keine Differenzen mehr.

In Druck- und Kraftuntersuchungen differieren die Ergebnisse ebenfalls: White et al. finden insgesamt ähnliche Bodenreaktionskräfte auf Laufband und Walkway, obwohl sie kleine, statistisch signifikante Unterschied in der Krafthöhe während der mittleren und späten Standphase messen konnten. Van Gheluwe et al. 1994 wiesen Unterschiede in nahezu allen ihren mittels Elektrodynogramm erhobenen Messgrößen nach.

Zusätzlich konnten Dingwell et al. ihre 1999 aufgestellte Hypothese, dass das Gehen auf dem Laufband eine deutlich geringere Variabilität des Gangbildes aufweist als das Gehen auf dem Boden, 2001 experimentell belegen. Sie zeigten Veränderungen in Variabilität und lokaler Stabilität und folgerten daraus, dass Laufbänder irreführende oder falsche Ergebnisse produzieren können.

Zusammenfassend kann gefolgert werden, dass die bisherigen Untersuchungen sehr auf das isolierte mechanische Korrelat der Veränderungen beim Gehen auf dem Laufband fixiert waren. Die neuromuskulären Veränderungen mittels der Elektromyographie wurden dagegen nahezu nicht untersucht – mit Ausnahme der Studie von Wank et al. im Lauf. Diese fanden auf dem Laufband eine längere und stärkere Aktivierung des M. biceps femoris in der Standphase und zu Beginn der Schwungphase. Gleiches galt für den M. rectus femoris während der Hüftbeugung wobei die Amplitude des M. vastus lateralis in der Kontaktphase abnahm. Sie bezeichnen diese Veränderungen jedoch selbst als „gering und unsystematisch“.

Im hier untersuchten Ansatz wurden simultan neuromuskuläre und mechanische Parameter in Form von Änderungen in der elektromyographischen Aktivierung und der plantaren Druckverteilung erfasst. Die Musculi TA, PL und die gesamte Oberschenkelmuskulatur beginnen die Aktivierung früher auf dem Laufband. Außerdem werden die Knie- und Hüftstrecker in der Voraktivierung stärker aktiviert. Zu Beginn des Bodenkontaktes finden sich auf dem Laufband geringere Drucke unter der Ferse in Kombination mit einer höheren Muskelaktivierung der gesamten Unterschenkelmuskulatur und einem früheren Zeitpunkt der maximalen Aktivierung von VL, BF und G.

Abgesehen von rein mechanischen Gründen, auf die später noch kurz eingegangen werden soll, können eine Vielzahl externer Einflussfaktoren in unterschiedlichen Anteilen zu diesen Veränderungen beitragen, die sich im Rahmen dieser Untersuchung sicher nicht abschließend differenzieren lassen. Eine Anpassung des Laufverhaltens auf dem Laufband könnte neben der durch den mobilen Untergrund veränderten Aufprallsituation des Fußes zum Beispiel durch veränderte visuelle, vestibuläre und sensorische Reize hervorgerufen werden sowie durch psychomotorische Einflüsse auf das Bewegungsmuster (Angst etc.) oder durch eine wirkliche Modulation eines zentralen Musters. Einige konkrete Beispiele seien hier genannt: Es können kleine, aber spürbare Unterschiede in der Bodenbeschaffenheit, der Bandgeschwindigkeit, sowie in der räumlichen Wahrnehmung existieren. Buchner et al. konnten in diesem Zusammenhang 1994 zeigen, dass sich die Geschwindigkeit des Laufbands beim Aufprall kurzfristig verlangsamt. Außerdem stellt die aufgezwungene konstante Geschwindigkeit möglicherweise bereits einen Reiz dar. Prokop et al. konnten 1997 durch die Darbietung variiertes optischer Reize eine unwillkürliche Veränderung des Laufmusters ihrer Probanden hervorrufen. Die Vermutung, dass der visuelle Eindruck einen Einfluss auf die Bewegungskontrolle haben könnte, äußerten bereits Van Ingen Schenau 1980, Arsenault 1986 und andere. Im Labor sollten diese Einflüsse minimiert sein. Es ist jedoch gut vorstellbar, dass auch bereits die Fixation der Messplatte bzw. des ganzen Steges im Boden einen Unterschied hervorruft. Im Vergleich dazu fühlen sich die Probanden auf dem Laufband eventuell durch die Stangen, die das Laufband seitlich begrenzen, in ihrem Bewegungsspielraum eingeschränkt oder sind durch visuelle Ablenkung in ihrer Konzentration beeinträchtigt.

Die zunächst paradox erscheinende Reduktion des Druckes im Rückfuß in Verbindung mit höherer Muskelaktivität ist möglicherweise Ausdruck einiger dieser Einflüsse. Nigg et al. (1995) konnten beim Laufen auf dem Band einen flacheren Fußaufsatz nachweisen und begründen dies mit einem auf diese Weise erhöhten Stabilitätsgefühl des Läufers, der dadurch zustande kommt, dass der Läufer so weniger Zeit benötigt, um den vollen Bodenkontakt des Fußes zu erreichen. Stolze et al. fanden eine größere Schrittbreite sowie ein mehr nach außen rotiertes Aufsetzen des Fußes. All diese Veränderungen gehen in eine ähnliche Richtung: die Druckreduktion unter dem Rückfuß ist Ausdruck eines vorsichtigeren Fußaufsatzes, der durch eine größere Aktivierung des muskulären Dämpfungs- und Stabilisierungsapparat gewährleistet werden kann. Überhaupt zeigten sich während der gesamten Bewegung sowohl eine geringere räumliche Schwankung der Ganglinie um die Fußlängsachse als auch im Ausmaß reduzierte Druckschwankungen während des Abrollens auf dem Laufband. Die StreckSchlinge scheint also durch eine höhere Aktivität die Abrollbewegung zu kontrollieren, und somit den Druck unter der Fußsohle nahezu konstant zu halten.

Einige mechanische Überlegungen sollen ergänzend zur Erklärung der Ergebnisse beitragen. Die gefundene Verlängerung der Voraktivierung verschiedener Muskeln könnte mit einer Zyklusphasenverschiebung zusammenhängen. Auch Stolze et al. und Wank et al. fanden kürzere Kontaktzeiten auf dem Laufband. Die voraktivierten Muskeln (alle außer der StreckSchlinge) würden dann im Rahmen der konsekutiv längeren Schwungphase früher benötigt als auf dem Laufsteg bei längerer Kontaktzeit. Das ebenfalls frühere Maximum und das höhere Ausmaß der Muskelaktivierung sprechen jedoch für eine stärkere Beanspruchung der Muskulatur im Sinne der oben erläuterten besseren Vorbereitung auf den Aufprall auf wackeligem, mobilen Untergrund und die größeren Stabilisierungsaufgaben beim Bodenkontakt. Reinisch et al. beschreiben für die Laufbewegung, dass das Knie auf dem Laufband gestreckter aufgesetzt wird und eine um 13 % höhere Streckgeschwindigkeit aufweist, und folgern, dass die Adaptation an das Laufband hauptsächlich im Kniegelenk stattfindet. In der Phase der Bodenkontaktvorbereitung unterstützen die vorliegenden Ergebnisse diese These, da hier vor allem die Oberschenkelmuskulatur – die ja überwiegend für die Kniemechanik verantwortlich ist – Veränderungen zeigt, und ihr somit wohl ein größerer Anteil zuzuschreiben ist.

Die Reduktion der Aktivierung des M. TA in der Mid stance Phase könnte als Folge der Bandbewegung interpretiert werden, die ein passives Mitnehmen des Fußes bewirkt und so dem TA die Aufgabe abnimmt, den Körperschwerpunkt über den Fuß zu verlagern. Falls der Befund von Nigg et al. des flacheren Aufsatzes des Fußes auf den Gang übertragbar ist, käme hinzu, dass die exzentrische Funktion des TA beim Absenken der Fußspitze dann in geringerem Ausmaß erforderlich wäre.

Die Ergebnisse des Abrollverhaltens bei 5° Steigung und 5° Gefälle zeigen außerdem, dass sich das Bewegungsmuster bei nicht ebenem Untergrund an die veränderten Bedingungen adaptiert. Dies wurde teilweise deutlich in einer veränderten neuromuskulären Steuerung, und nahezu immer in verändertem Output in Form von unterschiedlichen Druckwerten an der Fußsohle.

Beim bergauf Gehen findet sich ein früherer Beginn der Aktivierung, ein früherer Zeitpunkt der maximalen Aktivierung und eine längere Gesamtdauer des M. tibialis anterior im Vergleich zum Gehen auf der Ebene oder bergab. Das Anheben der Fußspitze, das in ansteigendem Gelände mit hoher Wahrscheinlichkeit früher und ausgeprägter erfolgt, könnte erklären, dass das aktive Anheben der Fußspitze - mit Hilfe des TA - eingesetzt wird, um ein über den Boden „schleifen“ der Zehen zu vermeiden. Die längere Gesamtdauer der Aktivierung stimmt mit den Ergebnisse von Tokuhiko et al. 1985 (die nur diese Messgröße untersuchten) überein. Sie fanden bergauf eine längere Aktivierung des TA und des Glutaeus maximus.

Die Muskeln der Streckschlinge zeigen kein verändertes Aktivierungsmuster bergauf. Hierbei könnte angenommen werden, dass die Überwindung der Steigung durch das Abdrücken des Vorfußes zu einem veränderten Koordinationsmuster der Plantarflexoren führt. Eine vermutete Mehrarbeit scheint aber nicht mit einer längeren Aktivierung verbunden zu sein. Auch Tokuhiko et al. fanden keine Unterschiede in der Gesamterregungsdauer des M. gastrocnemius. Zu diskutieren wäre dann, ob in Realität keine Mehrarbeit mit der Streckmuskulatur des Unterschenkels bergauf verrichtet werden muss, oder ob sich diese Mehrarbeit in einer verstärkten Aktivierung widerspiegelt. Die würde bedeuten, dass sich diese in der Amplitude mehr als in den Zeitmessgrößen darstellen ließe. Vorstellbar wäre aber auch, dass auf dem Laufband die aktive Streckung im Sprunggelenk dadurch erleichtert wird, dass sich das Band bewegt und den Fuß so

passiv mit nach hinten zieht. Die Ergebnisse der Amplitudenauswertung und der Druckverteilung geben darüber Aufschluss. Auf dem Laufband scheint in der Mitte der Standphase für die Plantarflexion eine stärkere Aktivierung der Streckmuskulatur von Nöten zu sein (Amplitude in der Mid stance höher). Das mechanische Korrelat spiegelt sich am Druck unter der Fußsohle wieder: dieser ist unter dem Vorfuß erhöht. Der letzte Abdruck im Zehenbereich in der Push off Phase scheint jedoch vom Laufband unterstützt zu werden: man findet weder erhöhte Druckwerte unter den Zehen, noch eine höhere EMG-Amplitude in dieser Phase.

In der Amplitudenauswertung zeigt sich, dass die Amplitude in der Steigung in der 1. Phase ab dem Bodenkontakt (Weight acceptance) in allen Muskeln abnimmt. Dies könnte als Hinweis auf eine verminderte Bodenreaktionskraftbelastung beim Auftreffen und eine konsekutive Reduktion des erforderlichen Maßes der muskulären Dämpfungs- und Stabilisierungsaufgaben verstanden werden. Die kürzere Gesamtzeit des Sprunggelenksstabilisators Peroneus unterstützt diese Hypothese. Ein verminderter Spitzendruck in der plantaren Druckverteilung unter dem Rückfuß konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. Grampp et al. untersuchten 2000 die Druckverteilung bei je zwei verschiedenen Neigungen und fanden analog zu den geschilderten Ergebnissen bei einer Steigung von 8,5 % keine Veränderung des Peak pressure im Rückfuß, bei 15 % Steigung wurde der Druck aber um 6 % reduziert. Ein neuromuskulärer Diskussionsansatz hierfür könnte sein, dass das Belastungsausmaß des Rückfußes – wahrgenommen als afferenter Input des sensomotorischen Systems – nicht als störend empfunden und die muskuläre Aktivität reduziert ist, um den Impact und damit das Feedback konstant zu halten. Bei steileren Anstiegen wird möglicherweise das Körpergewicht so weit nach vorn verlagert, dass der Auftrittspunkt der Fußsohle weiter Richtung Mittelfuß liegt und der Rückfußdruck damit erniedrigt ist.

In der Mid stance ist die Amplitude des M. Peroneus und der Streckschlinge erhöht, wobei der Druck im Vorfußbereich um 16 % ansteigt. Grampp erklärt: "Increased plantar loading may be due to greater normal forces required to raise one's body weight during walking on positive gradients".

Bezüglich der Stride time und der Kontaktzeit konnten keine Unterschiede in der Steigung nachgewiesen werden. Wall und Charteris 1981 beschreiben damit übereinstim-

mend, dass die Phasen des Gangzyklus durch 10 oder 20 % Steigung nicht beeinflusst werden. Finley und Cady (1970) fanden ebenfalls keine Effekte auf Gangparameter von 1,25 bis 3,25° Steigung.

Im Lauf finden sich interessanterweise keine Unterschiede im Koordinationsmuster in der Steigung. Swanson und Caldwell untersuchten 2000 die EMG Muster bei 16,2 km/h (Sprint) und 30 % Steigung. Im Gastrocnemius fanden sie analog zu der vorgestellten Studie identische Muster bergauf und auf der Ebene. Für den TA berichten sie jedoch über einen späteren Beginn bergauf und begründen dies mit einer Zunahme der Schwungphase. Diese Zunahme ist bei 12 km/h jedoch offensichtlich noch nicht so deutlich ausgeprägt und so scheint diese Veränderung doch eher eine Folge der höheren Geschwindigkeit und des größeren Neigungswinkels zu sein.

Roy et al. maßen 1991 intramuskulär das EMG des TA und des Gastrocnemius bei Ratten und stellten keine veränderte Aktivierungsstärke beim bergauf laufen fest. Auch bei den kinematischen Untersuchungen gibt es Studien, die keine veränderte Biomechanik beim bergauf Laufen zeigen konnten (Klein et al. 1997).

In der plantaren Druckverteilung ist – anders als im Gang – die erwartete Reduktion des Drucks im Rück- und Mittelfuß bereits bei 5° Steigung zu erkennen. Dieses Ergebnis erhielten auch Milani und Hennig mit Einzelsensoren. Das Körpergewicht scheint also im Lauf stärker nach vorn verlagert zu werden.

Bergab konnten deutlich erhöhte Drucke unter der Ferse beim Auftreffen des Fußes nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis – analog zu Milani und Hennig - unterstützt die Annahme der Vergrößerung extern einwirkender Kräfte im Gefälle. Auch die frühere und höhere Muskelaktivierung des Sprunggelenksstabilisators und der beim Touch down exzentrisch belasteten Plantarflexoren im Bergablaufen in der Interpretation als „Vorbereitung“ auf höhere Impactkräfte sprechen hierfür.

In kinematischen Studien konnten weitere Unterschiede des Laufstils auf der Ebene und bergab nachgewiesen werden: Einige Autoren weisen darauf hin, dass das Knie beim Fersenaufsatz im Gefälle gestreckter ist als beim ebenen Laufen. Nach dem Aufsatz wird aber das Bewegungsausmaß, d.h. die Flexion größer, was die Autoren als Zunahme der „range of cushioning flexion“ bezeichnen. Hierdurch werden möglicherweise die biologischen Dämpfungseigenschaften optimiert (Eston et al. 1995, Buczek und

Cavanagh 1990, Mizrahi et al. 2001). Mizrahi et al. (2000) fanden eine verstärkte Fortleitung des Aufprallkräfte von der Tibia zum Sacrum und begründen dies ebenfalls mit der exzentrischen Belastung. Auch die Kraftabsorption des Sprunggelenks nimmt zu, wohingegen die Beugungsgeschwindigkeit und das Extensionsmoment an Knie- und Sprunggelenk unverändert bleiben.

Das muskuläre Koordinationsmuster der Unterschenkelmuskulatur bei variierenden Neigungen war bislang weniger Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Einige Autoren, die die Aktivität der Oberschenkelmuskulatur untersuchten, interpretieren jedoch eine von ihnen gemessene höhere Aktivität mit der höheren Belastung der Muskeln beim Bergablaufen (Dick und Cavanagh 1987, Swanson und Caldwell 2000, Mizrahi et al. 2000 und 2001).

Winter bezeichnet das Aufsetzen des Fußes als “one of the key subtasks of gait“. Das frühere „Anschalten“ der Muskulatur scheint somit nötig zu sein, um ein konstantes Aufsetzen des Fußes zu gewährleisten.

Im Lauf konnten in den vorgestellten Ergebnissen (Kap. 3.3.1) keine wesentlichen Veränderungen der Höhe der muskulären Aktivierung gefunden werden. Dafür erscheinen zwei Erklärungen plausibel. Aus vergangenen Studien ist bekannt, dass exzentrische Belastungen mit einer Zunahme der Kraft, jedoch nicht mit einer Zunahme der muskulären Aktivierung einhergehen. Die Kraftzunahme erfolgt durch die Freisetzung der bei der Dehnung des Muskels gespeicherten Elastizitätskräfte (s. auch Kap. 4.1). Die zweite Erklärung resultiert aus der Tatsache, dass bezüglich der Oberschenkelmuskulatur über eine Zunahme der elektromyographischen Aktivität berichtet wird. Man könnte daher annehmen, dass sich die meisten Veränderungen der muskulären Aktivität an der Oberschenkelmuskulatur abspielen, während die Unterschenkelmuskulatur eher koordinative Feinabstimmungsaufgaben übernimmt, um den Aufsatz des Fußes konstant zu halten. Weiter könnte man demnach schließen, dass in der Laufbewegung die Oberschenkelmuskulatur eine größere Rolle in der Kompensation der Beanspruchung des Bergablaufens spielt. Die zitierten biomechanischen Studien unterstützen diese Hypothese, da wesentlich weniger kinematische Veränderungen am Sprunggelenk im Vergleich zum Kniegelenk gefunden wurden. So bleibt beispielsweise das Ausmaß der Dorsalflexion konstant.

Der hohe Druck im Zehenbereich scheint zunächst den Erwartungen zu widersprechen. Da dieses Phänomen jedoch nur im Lauf und nur im Gymnastikschlappchen erkennbar ist, ist es am ehesten einem „nach vorn rutschen“ des Fußes im Schlappchen bei höherer Geschwindigkeit und einem geringerem Halt des Schuhs zuzuschreiben. Denkbar wäre auch, dass sich die Zehen - zur Erhöhung der Stabilität in die Sohle zu krallen versuchen. Die unveränderte Muskelaktivität spricht allerdings eher gegen diesen Kompensationsmechanismus.

Im Gang waren beim Bergablaufen im Wesentlichen ähnliche Veränderungen zu erkennen wie im Lauf. Ein früherer Beginn des PL und der Streckschlinge dürfte sich wohl ebenfalls im Sinne erhöhter Anforderungen an Fersenaufsatzkontrolle und Dämpfungsfunktion erklären. Interessant ist, dass im Gang auch eine Erhöhung der Aktivierung des TA und des PL in der Phase der Gewichtsaufnahme nachweisbar ist. Es scheint also möglicherweise im Gang bei der langsameren Geschwindigkeit eine vermehrte aktive Stabilisierung erforderlich zu sein. Die Gesamtdauer der Aktivierung der Streckschlinge ist sowohl im Vergleich zum Lauf als auch im Vergleich zum ebenen Gehen deutlich verlängert. Der TA zeigt keine Veränderung. Diese Ergebnisse stimmen mit Tokuhira et al. 1985 überein, die eine verlängerte Aktivität für den Gastrocnemius und den Rectus femoris, nicht jedoch für den TA zeigen konnten. Dies spricht dafür, dass im Gang die aktive Propulsion der Plantarflexoren beibehalten wird, während im Lauf die Muskeln zur Stabilisierung zwar früher innerviert sind, dafür aber auch kürzer benötigt werden und die Propulsion eher passiv durch Gewichtsverlagerung nach vorn und die wirkenden Gravitationskräfte erfolgt.

Fasst man die Ergebnisse zusammen, kann festgehalten werden, dass die Messungen der muskulären Aktivierung in Kombination mit der plantaren Druckverteilung ein höchst wertvolles Werkzeug zum Verständnis der Veränderungen des Bewegungsablaufes bei verschiedenen Neigungen darstellen.

4.3. Einfluss des Tragens von Schuhen und der Adaptation an das Barfussgehen auf den Abrollvorgang der unteren Extremität

Derzeit wird von der Sportartikelindustrie eine Vielzahl unterschiedlicher Sportschuhe angeboten. Diese Schuhe bieten Schutz, Komfort und Stabilität, jedoch möglicherweise mit dem Nachteil, dass sie in den individuellen Bewegungsablauf eingreifen und so möglicherweise zu Beschwerden führen können.

In den vergangenen Jahren wurde dem Schuh ein großer Einfluss auf das Bewegungsmuster und auf Verletzungen beigemessen. Frederick schrieb 1986: "Many effects are the indirect result of shoe-induced adjustment of movement, i.e. a particular shoe characteristic elicits a kinematic adaptation which in turn has secondary consequences on kinetics and on injury and performance."

Es ist somit von essentieller Bedeutung, dass Schuhtests nicht nur in den Laboratorien der Schuhfirmen mit Hilfe statischer Testgeräte durchgeführt werden, sondern auch dynamisch in vivo erfolgen, da Individuen ihren Bewegungsablauf komplex zu modifizieren in der Lage sind und sich so an Veränderungen der Umgebung adaptieren.

Die Tabelle am Ende des Kapitels (vgl. S. 99f.) vermittelt einen Überblick über die Messmethoden und Ergebnisse der Forschung der letzten Jahre. Die meisten Artikel beschäftigen sich dabei mit kinematischen Veränderungen durch das Tragen von Schuhwerk oder unterschiedlich konstruierter Schuhe. Elektromyographische Untersuchungen zum Thema konnten nicht gefunden werden.

Mehrere Autoren fanden Veränderungen beim Tragen eines Schuhs im Vergleich zu barfuss (Frederick 1986, McNair und Marshall 1994, Cole et al. 1995, Jerosch et al. 1995, Nyska et al. 1996, Kerrigan et al. 1998 und 2001, Kersting und Brüggemann 1999, Xu et al. 1999, De Wit et al. 2000, Henning und Milani 2000, Van Schie et al. 2000). Stacoff et al. 2000 setzten intrakortikale Pins in die Tibia und den Calcaneus und konnten mit dieser Technik zeigen, dass die Kinematik durch das Tragen eines Schuhs, durch orthopädische Einlagen und durch Modifikation des Sohlenmaterials verschiedener Schuhe nicht zu beeinflussen war.

Unterschiede zwischen verschiedenen Schuhen wurden in wenigen Studien nachgewiesen. Mc Nair und Marshall (1994) erklären dies damit, dass die Unterschiede zwischen

den Schuhen nicht groß genug sind, um kinematische Unterschiede hervorzurufen. Die Läufer reagieren somit auf die Schuhe innerhalb einer „kinetischen Bandbreite“.

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass bei gesunden Personen der Einfluss eines Schuhs auf das Bewegungsmuster sowohl aus sensomotorischer als auch aus funktionell-mechanischer Sicht überschätzt wurde. Gesunde Menschen verfügen über ein sehr variables Adaptationssystem, das zu Anpassung an Veränderungen und so zu extrem stabilen Gangmustern führt: Im elektromyographischen Innervations- und Koordinationsmuster konnten auf der Ebene keine statistisch signifikanten Veränderungen durch das Tragen eines Schuhs hervorgerufen werden. Auch der Abrollvorgang des Fußes (repräsentiert durch die Messgrößen G , V_{med_WA} und T_{Vmed_WA}) bleibt weitgehend stabil. Es zeichnet sich insgesamt eine leichte Reduktion des Bewegungsausmaßes durch das Tragen eines Schuhs ab. Der Aktivierungsbeginn der Muskulatur liegt später, und man erkennt eine schwächere Abweichung der Ganglinie von der Fußlängsachse sowie ein früheres Auftreten des latero-medialen Übergangs. Der Druck über den gesamten Abrollvorgang ist barfuss deutlich höher als im Schuh. Dies alles könnte ein Hinweis darauf sein, dass ein „muskuläres Dämpfungssystem“ barfuss einen Teil der Funktion des Dämpfungselements des Schuhs übernimmt, und somit eine stärkere Voraktivierung sowie ein größeres Bewegungsausmaß zur Absorption des Aufpralls benötigt wird. Der Schuh nimmt durch Dämpfungs- und Stabilisierungseigenschaften daher offensichtlich etwas von diesem „Input“ weg.

Cole et al. (1995) zeigten, dass das Ausmaß und die Rate der Gelenkbelastung während der Impact Phase barfuss größer ist. Mc Nair und Marshall (1994) wiesen mit einem Accelerometer an der Tibia nach, dass die Spitzenbeschleunigung der Tibia barfuss größer ist als im Schuh, während sie sich in unterschiedlichen Schuhen nicht unterscheidet. De Wit et al. (2000) fanden, dass das Laufen barfuss durch eine signifikant höhere externe Belastung, eine höhere Beinstifffheit und einen flacheren Aufsatz des Fußes, der in der Flugphase vorbereitet wird charakterisiert ist.

Dass eine hohe Stiffness zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontakt durch eine muskuläre Voraktivierung vorbereitet wird, ist bereits für das normale Gehen und Laufen bekannt (vgl. Kap. 4.1.). Es liegt nahe anzunehmen, dass die Muskulatur barfuss noch etwas früher aktiviert wird, um die von De Wit angesprochene größere Stiffness zu

gewährleisten. Besonders interessant ist hierbei, dass diese Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung im Gefälle statistisch signifikant werden. Da die Mehrzahl der Probanden offenbar nicht an das Bergablaufen gewöhnt ist und dabei höhere Kräfte wirken, stellt es höhere Anforderungen an Stabilisierung und Dämpfung und führt so zu einer noch stärkeren Aktivierung der „muskulären Dämpfungsmechanismen“ im Barfußlaufen.

Es stellt sich nun die Frage, welche praktischen Konsequenzen die gefundenen Ergebnisse nach sich ziehen könnten.

Aus der Knochenbruchheilung und der Osteoporoseforschung ist bereits bekannt, dass ein gewisses Maß an Belastung notwendig ist, um Osteoblasten zu stimulieren und damit die kontinuierlichen Umbauprozesse gesunder Knochen sowie den Heilungsprozess geschädigter Knochen zu aktivieren. Es konnte gezeigt werden, dass bei vermehrter axialer Belastung die Knochendichte zunimmt, was wiederum mit einer verminderten Frakturrisiko einher geht. Kersting und Brüggemann 1999 untersuchten den Einfluss unterschiedlich hoher Impactkräfte auf kernpintomographisch gemessene Veränderungen der Knochendichte des Calcaneus longitudinal über 20 Wochen. Während die akuten biomechanischen Tests keinen Zusammenhang zwischen der Härte der Zwischensohle und äußeren oder In-Schuh Impacts ergab, konnten nach den 20 Wochen Veränderungen der Knochenqualität nachweisen. „Diese scheinen durch die Höhe des Impacts bewirkt worden zu sein, und können nicht als negativ charakterisiert werden“, erklären sie.

Für den Schuhbau bedeutet dies, dass die Bedeutung eines hohen Maßes an Dämpfung in den letzten Jahren überschätzt wurde, und ein Mittelweg zwischen einem - besonders für Komfort - benötigten Maß an Dämpfung und dem Erhalt des Impacts gefunden werden sollte. Auch die Muskulatur und die Fußsohle benötigen adäquate Stimuli, um die Reaktionen über propriozeptive Rückkoppelungsmechanismen zu schulen. Robbins und Waked schreiben 1998: „A sense of foot position in humans is precise when barefoot, but is distorted by athletic footwear“

Schuhwerk sollte also auf der Barfußbewegung aufgebaut sein. Es sollte genügend Impact erlauben und die Sensibilität der Fußsohle erhalten oder sogar stimulieren, um so die neuromuskuläre Kontrolle verbessern.

Autor	Jahr	Unterschiede	Keine Unterschiede
1. Biomechanische Untersuchungen			
Frederick	1986	→shoe-induced adjustment of movement →cushioning system has been shown to alter electromyographic patterns	
McNair	1994	→s greater peak acceleration and time to peak acceleration in the bf condition (method: accelerometer)	→no ss differences in peak acceleration and time to peak acceleration during running in shoes
Cole	1995	→magnitude and rate of joint loading during impact phase greater in bf	→no ss differences in the magnitude and rate of joint loading or changing midsole hardness
Jerosch	1995	→reduction of maximal intracompartmental pressure in a special shoe compared to „normal“ shoes	
Kerrigan	1998	→Increased force in the patellofemoral joint and a greater compressive force on the medial compartment of the knee during walking in high heels than bf.	
Kersting	1999		→biomechanical testing revealed no relationship between midsole hardness and external or in-shoe impacts
De Wit	2000	→barefoot running is characterized by a significantly larger external loading rate than shod condition. The flatter foot placement at touch down is prepared in free flight, implying an actively induced adaptation strategy. →higher leg stiffness for bf condition	
Stacoff	2000a		→differences in bone movements between bf and shod running small and unsystematic.

Stacoff	2000b		→shoe sole modifications did not change tibiocalcaneal rotations substantially
Kerrigan	2001	→Walking with wide-heeled and narrow-heeled shoes increased peak knee varus torque by 26 % and 22 %, respectively [compared to walking barefoot]	
2. Druckverteilungsuntersuchungen			
Nyska	1996	→high-heeled shoes increased the load in the forefoot and relieved it on the hindfoot →especially at the medial side of the forefoot	
Xu	1999	→s relationship between the shape of the shoe's heel and the distribution of plantar pressure →with Thomas heel, the switching time when the larger pressure under the lateral part shifted to the medial part was delayed during stance phase	
Hennig	2000	→substantial differences can be found in the peak pressure and relative load patterns due to different shoe constructions →PPM can be employed to identify changes of footwear with use.	
Van Schie	2000	→peak pressures were reduced at most forefoot locations by rocker shoes but increased in the midfoot and heel	

Tab. 13: Ergebnisse vorausgegangener Studien bezüglich messbarer Schuhunterschiede
 Legende: bf = barefoot ss = statistical significant
 PPM = plantar pressure measurement s = significant

Die Abrollbewegung des Fußes stellt also ein individuelles Charakteristikum dar, das durch externe Faktoren wie Schuhwerk, Untergrund oder Training unerschiedlich stark beeinflussbar ist (DeWit et al. 2000, Van Woensel und Cavanagh 1992, Frederick 1986). Wie bereits erwähnt wird diese Adaptation an unterschiedliche Interventionen häufig mit der Entstehung laufspezifischer Beschwerden assoziiert (Fredericson 1996). Verschiedene Hinweise deuten in diesem Zusammenhang darauf hin, dass die Barfussbewegung als Referenzgröße einer natürlichen, funktionellen Abrollbewegung angesehen werden kann, die sowohl der Entstehung von Beschwerden vorbeugt als auch zum Heilungsprozess beitragen kann: In der klinischen Praxis zeigt sich, dass Patienten ohne Schuh oder nach entsprechendem barfüssigen Training eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik beschreiben. In verschiedenen wissenschaftlichen Untersuchungen wird vermutet, dass Barfusslaufen zu einer geringeren Fußdeformitäts- und Verletzungsrate im Vergleich zu Laufbelastungen in Schuhen führt (Hoffmann 1905, Engle und Morton 1931, James 1939, Sim-Fook und Hodgson 1958, Robbins et al. 1989, Robbins et al. 1993, Waked et al. 1997). Weiterhin ist bekannt, dass für Kinder das Barfusslaufen auf Naturboden die beste Voraussetzung für die gesunde Entwicklung des Kinderfußes darstellt (Staheli 1991, Rao und Joseph 1992) und darüber hinaus als Prävention für Verletzungen gesehen werden kann (Baker und Bell 1991). Zudem kann durch orthopädische Schuheinlagen, basierend auf der plantaren Druckverteilung und der Barfussabrollbewegung, vielfach eine Schmerzminderung erreicht werden. Als mögliche Begründung dieses Barfusskonzeptes wird der Fuss in seiner Funktion als „sensorisches Organ“ angeführt (Cavanagh 1999), dessen sensomotorischer Input an einer Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle beteiligt ist (Robbins et al. 1993, Zehr et al. 1997).

Erste Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen an Patienten zeigten außerdem, dass sich der Aktivierungsbeginn barfuss laufender Probanden mit Achillessehnenbeschwerden an das Muster gesunder Personen angleicht, während sich im Schuh ein statistisch signifikant späterer Aktivierungsbeginn abzeichnet (Mayer, 2001b). Dies kann als weiterer Hinweis dafür gewertet werden, dass Schuhwerk möglicherweise die Ansprache sensomotorisch wirksamer Mechanismen reduziert und dass das Barfusslaufen viel eher dem natürlichen, nicht zu Beschwerden führenden Gangmuster entspricht.

Sowohl in vielen wissenschaftlichen Untersuchungen, die sich mit der unteren Extremität beschäftigen, als auch in der täglichen klinischen Routine wird daher das Laufen barfuss als Referenzbewegung zu Grunde gelegt, um die physiologische Entwicklung zu analysieren, pathologische Gegebenheiten abzugrenzen und die Bewegung mit Interventionen wie Orthesen, Schuhen, Verbänden etc. zu vergleichen (z.B. White et al. 2002, Romkes und Brunner 2002, Russo und Chipcase 2001, Kellis 2001, Ogon 2001, Oeffinger et al. 1999 u.v.a.). Die dynamische Barfussbewegung als Referenz der Einlagenanpassung heranzuziehen, ist heute als unabdingbar anzusehen (Brunner et al. 1983, Heidinger et al. 1987, Hughes et al. 1993).

Untersucht wurde allerdings zuvor nicht, ob das individuelle Barfussmuster trotz der heutigen nahezu dauernd Schuhe tragenden Zivilisation tatsächlich gespeichert und somit unmittelbar abrufbereit ist, oder ob nicht vielmehr ein an das Tragen von Schuhen adaptiertes Laufmuster generiert wurde, das erst nach einiger Zeit wieder abgerufen werden kann.

Die Ergebnisse zeigten, dass in den fünf Adaptationstagen weder im Gehen bei 5 km/h noch im Laufen bei 12 km/h eine Veränderung des Barfussmusters erfolgte. In keiner der analysierten EMG-Messgrößen (d.h. weder in der Zeitdomäne noch im Ausmaß der Aktivierung) konnten dabei Unterschiede festgestellt werden, ebenso wenig wie anhand der plantaren Druckverteilung. Dies galt auch für alle untersuchten Konditionen wie dem Bergauf- und Bergablaufen und den unterschiedlichen Untergründen.

Eine Adaptationsphase an das Barfusslaufen scheint im Gegensatz zu häufigen geäußerten Annahmen also keinen Einfluss zu haben. Das unmittelbar nach dem Entfernen des Schuhwerk gemessene, individuelle Barfussmuster kann demnach als ein gespeichertes, tatsächliches Muster angesehen werden. Somit ist von validen Messungen direkt nach dem Ausziehen eines Schuhs auszugehen. Für wissenschaftliche, diagnostische und therapeutische Analysen kann die Barfussbewegung direkt nach dem Ausziehen der Schuhe auch weiterhin als Referenzbewegung herangezogen werden.

Weitere mögliche Erklärungen für die dargestellten Ergebnisse dürfen allerdings nicht ganz außer Acht gelassen werden: Es muss kritisch diskutiert werden, ob eine Adaptationszeit von 5 Tagen als ausreichend angesehen werden kann. Aus der Literatur

sind keine Angaben über die erforderliche Länge einer Adaptationsphase bekannt, um eventuell messbare Effekte hervorzurufen. Robbins et al. (1993) berichten bezogen auf die Widerstandsfähigkeit der Fußsohle gegenüber den Belastungen des Barfusslaufens über Anekdoten von Barfussläufern, dass – eine halbe Stunde tägliches Barfusslaufen vorausgesetzt - 3 bis 4 Wochen für die Adaptation benötigt würden. Vermutlich ist hier aber was die Adaptation an das Barfussgehen betrifft eher von einer unmittelbaren Adaptation – vergleichbar mit der Hell-Dunkel-Adaptation des Auges - auszugehen.

Ein weiterer interessanter Einflussfaktor ist die individuelle Sensibilität auf äußere Veränderungen. Im Sinne von Adaptierern und Non-Adaptierern weiß man beispielsweise aus Trainings- und Therapiestudien, dass Individuen unterschiedlich schnell und in einem unterschiedlichen Ausmaß externe Situationswechsel kompensieren (Schaff 1996). Es muss also bedacht werden, dass die 8 Probanden möglicherweise kein repräsentatives Spektrum von Adaptierern repräsentiert.

Ein größeres Probandengut, das auch Patienten umfasst, und eventuell eine längere Adaptationsphase bleibt folglich in weiteren, zukünftigen Untersuchungen zu überprüfen.

5. Zusammenfassung

Mit der Zunahme der Laufbegeisterung in der Bevölkerung, war in der Vergangenheit auch ein Anstieg der Zahl laufspezifischer Beschwerden zu verzeichnen. Dies weckte in den letzten 20 Jahren das Interesse an der Erforschung individueller Unterschiede in Laufstil und Verletzungsdisposition. Weder epidemiologische noch kinematische Studien konnten aber bisher zufriedenstellende Ergebnisse bezüglich der Ätiologie solcher Beschwerden finden. Dem mechanischen Ansatz der mehr oder weniger isolierten Betrachtung einzelner Bewegungsaspekte - beispielsweise definierter Gelenkwinkel – und deren Beeinflussung durch mechanisch wirkende Stützen, Dämpfungsmaterialien etc. trat in zunehmendem Maße der Versuch einer funktionellen Betrachtung der komplexen Bewegung entgegen. Die Berücksichtigung der Individualität menschlicher Bewegungen und deren Steuerung durch übergeordnete Zentren stellen nun vielmehr das biologisch-funktionelle Verständnis des Bewegungsablaufes in den Mittelpunkt.

So war das Ziel der vorliegenden Arbeit, anhand neuromuskulärer und biomechanischer Bewegungsanalysen zu einem komplexeren Bewegungsverständnis beizutragen und in einem weiteren Schritt Adaptationsprozesse des Systems auf variierende externe Stimuli zu untersuchen. Die menschliche Gang- und Laufbewegung wurde auf der Ebene, bei 5 % Gefälle und 5 % Steigung, sowie beim Tragen unterschiedlicher Schuhe analysiert. Zusätzlich wurde der Einfluss des Laufbandes untersucht, indem das Gangbild auf dem Laufband mit dem auf einem Gangsteg verglichen wurde.

Die Barfussituation als Grundlage dieser Analysen heranzuziehen, liegt in vielerlei Hinsicht nahe: Das Barfussgehen gilt nicht nur als Basis einer natürlichen, funktionellen Entwicklung, sondern hat sich auch aus präventiver und rehabilitativer Sicht bewährt. Die propriozeptiven Fähigkeiten des Fußes sind in dieser Situation am wenigsten beeinträchtigt und ermöglichen einen reibungslosen sensomotorischen Feedbackmechanismus, der schnell und wirkungsvoll auf wechselnden Bedingungen zu reagieren in der Lage ist.

In einem zweiten Untersuchungsabschnitt wurde versucht, die Validität dieser Referenz direkt nach dem Entfernen des Schuhwerks zu überprüfen. Es sollte gezeigt werden, dass das zentral gespeicherte Barfussmuster trotz jahrelanger Gewöhnung an

Schuhwerk unmittelbar abrufbereit ist und nicht erst durch eine Adaptationsphase generiert werden muss.

Bei 15 beschwerdefreien Probanden wurden bei 5 und 12km/h die elektromyographische Aktivität (bipolares Oberflächen-EMG, 10 Muskeln der unteren Extremität) und die plantare Druckverteilung (Druckmessplatte und In-Schuh-Druckmesssystem) registriert. Als Messgrößen dienten der Beginn, das Maximum und das Ende der Aktivierung und die normalisierten Amplituden in einzelnen Phasen des Gangzyklus sowie der Verlauf der Ganglinie zur Fußlängsachse (Messgröße G) und dessen Geschwindigkeit, Kontaktzeit, Schrittzuklusionslänge und der regionale Druck in 4 Fußarealen ($\alpha=0.05$). Es wurden keine Drop-outs verzeichnet.

Die Ergebnisse zeigen, dass die verwendeten Methoden in der Lage sind zwischen den verschiedenen Belastungsarten zu differenzieren. So kompensieren die Probanden die Instabilität auf dem Laufband mit einem früheren Beginn der Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur und des M. peroneus longus und einem größeren Ausmaß der Aktivierung in verschiedenen Phasen des Gangzyklus. Die Amplitude auf dem Laufband war im Vergleich zur Situation auf dem Steg für die meisten Oberschenkelmuskeln in der Phase der Voraktivierung und für die Plantarflexoren des Unterschenkels in der gesamten Standphase erhöht. Bezüglich der plantaren Druckverteilung zeigte sich das größere Stabilisierungsbedürfnis durch ein geringeres medio-laterales Bewegungsausmaß und einen gleichmäßigeren Spitzendruck während des Abrollvorgangs.

Auch bei Veränderungen der Neigung passen sich die Individuen den variierten Situationen an. Bergab fanden sich in Gang und Lauf in Erwartung größerer Aufprallkräfte und größeren Stabilisierungsanforderungen wieder eine frühere Aktivierung und eine frühere maximale Aktivierung des M. peroneus longus und der Strecksehne des Unterschenkels. Der Druck im Rückfuß ist erwartungsgemäß erhöht und im Gang führt dies zu einer höheren Amplitude des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus in der ersten Phase des Bodenkontakts. Bergauf kehren sich die Verhältnisse nahezu um. Dies wird besonders beim Gehen deutlich. Der Fuß muss vermehrt angehoben werden, der M. tibialis anterior wird also früher, die Strecksehne später aktiviert. Der Druck unter dem Rückfuß ist niedriger und die Amplitude des

Peroneus longus und der Plantarflexoren in der Gewichtsaufnahmephase entsprechend geringer. Die Probanden sind demnach in der Lage, durch gezielte Modifikation des Bewegungsablaufs an die veränderte Situation zu adaptieren.

Beim Vergleich des Abrollvorgangs barfuss und in einem Schuh zeigten sich nur wenige statistisch signifikante Unterschiede. Auf der Ebene konnte ein höherer Druck unter der Fußsohle beim Barfussgehen nachgewiesen werden. Die Tendenzen in den anderen Messgrößen gehen jedoch in die gleiche Richtung, so dass sie ebenfalls relevant erscheinen. Geringere Schwankungen der Ganglinie um die Fußlängsachse und eine spätere Muskelaktivierung des Sprunggelenksstabilisators und der Strecksehne lassen vermuten, dass der Schuh einen dämpfenden Einfluss auf das Bewegungsmuster hat. In der extremeren Situation des Bergablaufens werden einige dieser Ergebnisse statistisch signifikant. Insgesamt spricht dies dafür, dass die Individuen durch neuromuskuläre Anpassungsvorgänge versuchen, das sensomotorische Feedback aufrechtzuerhalten.

Besonders interessant ist in diesem Zusammenhang, dass in den fünf Adaptationstagen weder im Gehen noch im Laufen eine Veränderung des Barfussmusters erfolgte. Eine Adaptationsphase an das Barfusslaufen scheint im Gegensatz zu häufig geäußerten Annahmen also keinen Einfluss zu haben. Das unmittelbar nach dem Entfernen des Schuhwerks gemessene, individuelle Barfussmuster kann daher als ein gespeichertes, tatsächliches Muster angesehen werden. Die Barfussbewegung direkt nach dem Ausziehen der Schuhe darf somit als valide gelten und kann auch weiterhin in wissenschaftlichen, diagnostischen und therapeutischen Analysen als Referenzbewegung herangezogen werden.

6. Literatur

1. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC (1998):
A kinematic comparison of overground and treadmill walking.
Clin Biomech 13(6):434-440
2. Ament W, Bonga GJ, Hof AL, Verkerke GJ (1996):
Electromyogramm median power frequency in dynamic exercise at medium
exercise intensities.
Eur J Appl Physiol Occup Physiol 74(1-2): 180-186
3. Andersson EA, Nilsson J, Thorstensson A (1997):
Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion.
Acta physiol Scand 161: 361-370.
4. Annaswamy TM, Giddings CJ, Della Croce U, Kerrigan DC (1999):
Rectus femoris: its role in normal gait.
Arch Phys Med Rehabil 80(8):930-4
5. Archambault JM, Wiley JP, Bray RC (1995):
Exercise loading of tendons and the development of injuries.
Sports Med 20: 77-89.
6. Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T, Nielsen J, Kallesoe K (1991):
Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at
different speeds.
J Electromyogr and Kinesiol 1(2): 89-95.
7. Arsenault AB (1986):
Treadmill versus walkway locomotion in humans. An EMG study.
Ergonomics 29: 665-676.
8. Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG (1986)
Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait?
Med Biol Engng Comp 24: 337-343.
9. Baurle W, Baur H, Grau S, Röcker K, Gollhofer A, Mayer F (2001):
Reliability of pressure distribution quantities describing the movement of the
foot.
Med Sci Sports Exerc 33(S5): 128.
10. Baurle W, Grau S, Baur H, Beck M, Krauß I, Maiwald C, Mayer F (1999):
The reproducibility of the gait line in walking and running.
Int J Sports Med 20: 98.
11. Baker MD, Bell RE (1991):
The role of footwear in childhood injuries.

- Pediatr Emerg Care: 353-355.
12. Barnett S, Cunningham JL, West S (2001):
A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force.
Clin Biomech 16: 353-357.
 13. Baur H, Baeurle W, Grau S, Hirschmüller A, Mayer F (2001):
Selected pressure distribution quantities of healthy runners and runners with Achilles tendinitis while running barefoot and shod.
5th Symposium of the Technical Group on Footwear Biomechanics, Zürich, 16-17.
 14. Baur H, Hirschmüller A, Baeurle W, Grau S, Dickhuth H-H, Mayer F (2001):
The validity of the gait line in the differentiation between the gaits of healthy individuals and patients.
Med Sci Sports Exerc 33(S5): 38.
 15. Baur H, Hirschmüller A, Grau S, Baeurle W, Mayer F (2001c):
Laboratory versus Field Testing of muscular activity and plantar pressure in running.
In: Mester J et al. (Eds.): ECSS Book of Abstracts of the 6th Annual Congress of the European College of Sports Science, Sport und Buch Strauss, Cologne 2001, 268.
 16. Brandell BR (1973):
An analysis of muscle coordination in walking and running gaits.
Medicine and Sport 8: 278-287.
 17. Brunner W, Kurz B, Diebenslag W (1983):
Kapazitives Druckverteilungsmesssystem für hohe Messstellendichte.
Biomed Technik 28, 221-224.
 18. Bryant AR, Tinley P, Singer KP (2000)
Normal values of plantar pressure measurement determining using the EMED-SF System.
J Am Podiatr Med Assoc 90(6): 295-299.
 19. Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Merckens HW, Barneveld A (1994):
Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses.
Vet Q 16(S2): 87-90.
 20. Buczek FL, Cavanagh PR (1990):
Stance phase kinematics during level and downhill running.
Med Sci Sports Exerc 22(5): 669-677.

21. Cavanagh GA, Komarek AL, Mazzoleni S (1971):
The mechanics of sprint running.
J Physiol 217: 709-721.
22. Cavanagh PR (1999):
The foot as a sensory organ.
17th Congress of the International Society of Biomechanics, Calgary: 18.
23. Cavanagh PR, LaFortune MA (1980):
Ground reaction forces in distance running.
J Biomech 13(5): 397-406.
24. Cavanagh PR, Simoneau GG, Ulbrecht JS (1993):
Ulceration, unsteadiness, and uncertainty: the biomechanical consequences of
diabetes mellitus.
J Biomech 26(S1): 23-40.
25. Clarke TE, Frederick EC, Hamill J (1984):
The study of rearfoot movement in running.
In: Frederick EC (Hrsg.): Sport shoes and playing surfaces. Human Kinetics
Publishers, Champaign: 166-189.
26. Clement DB, Taunton JE, Smart GE, McNichol KL (1981):
A survey of overuse running injuries.
Phys Sportsmed 9: 47-58.
27. Cole GK, Nigg BM, Fick GH (1995):
Internal loadings of the foot and ankle during impact in running.
J Appl Biomech 11: 25-46.
28. Cornwall MW, McPoil TG (2000):
Velocity of the center of pressure during walking.
J Am Podiatr Med Assoc 90: 334-38.
29. DeVita P (1994):
The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the
analysis of relevant biomechanical factors.
J Biomech 27(4): 501-8.
30. DeWit B, De Clercq D, Aerts P (2000) :
Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running.
J Biomech 33(3): 269-78.
31. DeWit B, DeClerq D, Lenir M (1995):
The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during
foot contact in running.
J Appl Biomech 11: 395-406.

32. Dick RW, Cavanagh PR (1987)
An explanation of the upward drift in oxygen uptake during prolonged sub-maximal downhill running.
Med Sci Sports Exerc 19(3): 310-317

33. Dietz V, Noth J (1978a):
Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements.
J Physiol 284:180-181.

34. Dietz V, Noth J (1978b):
Pre-innervation and stretch responses of triceps brachii in man falling with and without visual control.
Brain Res 142: 576-579.

35. Dietz V, Schmidtbleicher D, Noth J (1979):
Neuronal mechanisms of human locomotion.
J Neurophysiol 42: 1212-1222.

36. Dingwell JB, Cusumano JP, Cavanagh PR, Sternad D (2001):
Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking.
J Biomech Eng 123: 27-32.

37. Dingwell JB, Ulbrecht JS, Boch J, Becker MB, O'Gorman JT, Cavanagh PR (1999):
Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion.
Gait Posture 10(1): 21-29.

38. Divert C, Bäurle W, Mayer F, Belli A (2001):
The effect of barefoot and shoe treadmill running on ground reaction forces.
6th Annual Congress of the European College of Sports Science, Cologne: 264.

39. Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Steinke T, Reimer G (1976):
Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion.
Arch Phys Med Rehabil 57(9): 415-420.

40. Engle ET, Morton DJ (1931):
Notes on foot disorders among natives of Belgian Congo.
J Bone Joint Surg 13: 311-318.

41. Ericson MO, Nisell R, Ekholm J (1986):
Quantified Electromyography of lower-limb muscles during level walking.
Scand L Rehab Med 18: 159-163.

42. Eston RG, Mickleborough J, Baltzopoulos V (1995):
Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running.
Br J Sport Med 29(2): 89-94.
43. Field-Fote EC (2001):
Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury.
Arch Phys Med Rehabil 82(6): 818-824.
44. Finley FR, Cody KA (1970):
Locomotive characteristics of urban pedestrians.
Arch Phys Med Rehabil 51(7): 423-426.
45. Fischer W (1998):
Häufigkeitsverteilung der Beschwerden im Laufsport.
Orthopädieschuhtechnik 9
46. Fowler PT, Botte MJ, Mathewson JW, Speth SR, Byrne TP, Sutherland DH (1993):
Energy cost of ambulation with different methods of foot and ankle immobilization.
J Orthop Res 11(3): 416-421.
47. Frederick EC (1986):
Kinematically mediated effects of sport shoe design.
J Sports Sci 4: 169-84.
48. Frederick EC, Hagy JL, Mann RA (1981):
Prediction of vertical impact force during running.
J Biomech 14: 498.
49. Fredericson M (1996):
Common injuries in runners - diagnosis, rehabilitation and prevention.
Sports Med 21(1): 49-72.
50. Frishberg BA (1983):
An analysis of overground and treadmill sprinting.
Med Sci Sports Exerc 15(6): 478-485.
51. Gollhofer A (2000):
Elektromyographie in der Bewegungsanalyse.
Unveröffentlichtes Manuskript des ersten Sommerkurses der Deutsche Gesellschaft für Biomechanik, Westfälische Wilhelms-Universität Münster.

52. Gollhofer A, Horstmann A, Schmidtbleicher D, Schönthal D (1990):
Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type
contractions.
Eur J Appl Physiol 60: 7-14.
53. Grampp J, Willson J, Kernozek D (2000):
The plantar loading variations to uphill and downhill gradients during treadmill
walking.
Foot Ankle 21(3): 227-231.
54. Grau S (2001):
Objektivierung des Zusammenhangs von Verletzungen und biomechanischen
Bewegungsmerkmalen in der Sportschuhforschung am Beispiel chronischer
Achillessehnenbeschwerden im Laufsport.
Diss. rer. soz. Tübingen.
55. Grau S, Müller O, Baeurle W, Beck M, Krauss I, Maiwald C, Baur H, Mayer F
(2000):
Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung
physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Läufern.
Sportverl Sportschaden 14(3): 107-114.
56. Greenwood R, Hopkins A (1976):
Landing from unexpected fall and a voluntary step.
Brain 99: 375-386.
57. Greig C, Butler F, Skelton D, Mahmud S, Young A (1993):
Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation.
J Am Geriatr Soc 41(1): 15-18.
58. Guidetti L, Rivellini G, Figura F (1996):
EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability.
J Electromyogr and Kinesiol 6(1): 37-48.
59. Hannon PR, Rasmussen SA, deRosa CP (1985):
Electromyographic patterns during level and inclined treadmill running and their
relationship to step cycle measures.
Res Q Exerc Sport 56: 334-338.
60. Hardin EC, Hamill J, Li L (1998):
Midsole-surface influence on muscle activation and impact shock.
Int Soc Electrophysiol and Kinesiol 142-143.
61. Heidinger F, Kurz B, Selbach R, Diebenschlag W (1987):
Einsatzmöglichkeiten eines Druckverteilungsmessgerätes zur
anthropometrischen und orthopädischen Fußdatenerfassung.
Z Orthop 125: 201-205.

62. Hennig EM, Milani TL (2000):
Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties.
Sportverletz Sportschaden 14(3): 90-97.
63. Hesse S (2001):
Locomotor therapy in neurorehabilitation.
Neurorehabilitation 16(3): 133-139.
64. Hesse S, Werner C, Bardeleben A, Barbeau H (2001):
Body weight-supported treadmill training after stroke.
Curr Atheroscler Rep 3(4): 287-94.
65. Hintermann B, Nigg B (1998):
Pronation in runners - implications for injuries.
Sports Med 26: 169-176.
66. Hof AL (1984):
EMG and muscle force: an introduction.
Hum Move Sci 5: 313-332.
67. Hof AL, Pronk CNS, van Best JA (1987):
Comparison between EMG to force Processing and kinetic analysis for the calf
muscle moment in walking and stepping.
J Biomech 20: 167-178.
68. Hoffmann P (1905):
Conclusions drawn from a comparative study of the feet of barefooted and shoe-
wearing peoples.
Am J Orthop Surg 4: 105-136.
69. Hughes J, Clark P, Linge K, Klenerman L (1993):
A comparison of two studies of the pressure distribution under the feet of normal
subjects using different equipment.
Foot Ankle 14(9): 514-517.
70. Jacobs R, Bobbert MF, Ingen Schenau GJ van (1993):
Function of mono- and biarticular muscles in running.
Med Sci Sports Exerc 25: 1163-1173.
71. James CS (1939):
Footprints and feet of natives of Solomon Islands.
Lancet 2: 1390-1393.
72. James SL, Bates BT(1978):
Injuries to runners.
Am J Sports Med 6: 40-49.

73. Jerosch J, Castro WHM, Halm H, Bork H (1995):
Influence of the running shoe sole on the pressure in the anterior tibial compartment.
Acta Orthop Belg 61(3): 190-198.
74. Jönhagen S, Ericson MO, Nemeth G, Eriksson E (1996):
Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting.
Scand J Med Sci Sports 6: 15-21.
75. Kadaba MP, Wootten ME, Gainey J, Cochran GV (1985):
Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis.
J Orthop Res 3: 350-359.
76. Kellis E (2001):
Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys.
Gait Posture 14(2): 92-97.
77. Kernozek TW, La Mott EE, Dancisak MJ (1996):
Reliability of an In-Shoe pressure measurement system during treadmill walking.
Foot Ankle 17(4): 204-209.
78. Kerrigan DC, Lelas JL, Karvosky ME (2001):
Women's shoe and knee osteoarthritis.
Lancet 357(9262):1097-1098.
79. Kerrigan DC, Todd MK, Rilex PO (1998):
Knee osteoarthritis and high heeled shoes.
Lancet, London 351(9113):1399-1401.
80. Kersting UG, Brüggemann GP (1999):
Adaptation of the human calcaneus to variations of impact forces during running.
Clin Biomech 14(7): 494-503.
81. Klein RM, Potteiger JA, Zebas CJ (1997):
Metabolic and biomechanical variables of two incline conditions during distance running
Med Sci Sports Exerc 29(19): 1625-1630.
82. Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, Zilvold G (1998):
Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application.
Gait Posture 8: 143-158.

83. Knaflitz M (1992):
In: DeLuca CJ, Knaflitz: Surface Electromyography: what's new?
Turin.
84. Knutsson E, Richards C (1979):
Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients.
Brain. 102(2):405-30
85. Komi P, Bursik ER (1970):
Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire
electrodes.
J Electromyogr 10: 357-367.
86. Komi PV (1984):
Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle
structure and stretch-shortening cycle on force and speed.
In: Terjung RL (Hrsg): Exercise and Sport Science Reviews. The Collamore
Press, Lexington: 81-121.
87. Komi PV, Burskirk ER (1970):
Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire
electrodes and surface electrodes.
Electromyography 4: 357-367.
88. Komi PV, Gollhofer A, Schmidtbleicher D, Frick U (1987):
Interaction between man and shoe in running: considerations for a more
comprehensive measurement approach.
Int J Sports Med 8(3): 196-202.
89. Lemke K, Cornwall MW, McPoil TG, Schuit D (1995):
Comparison of rearfoot motion in overground versus treadmill walking.
J Am Podiatr Med Assoc 85(5): 243-248.
90. Lucchetti L, Capozzo A, Cappello A, Dela-Croce U (1998):
Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-
joint kinematics.
J Biomech 31:977-984
91. Ludin HP (1997):
Praktische Elektromyographie.
5. Aufl. Stuttgart: Enke.
92. Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D (1983):
Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during
level and stair ambulation. An EMG study.
Phys Ther. 63(10):1597-605

93. Macera, CA (1992):
Lower extremity injuries in runners - advances in prediction.
Sports Med 13(1): 50-57.
94. Mann RA, Hagy J (1980):
Biomechanics of walking, running and sprinting.
Am J Sports Med 8(5): 345-350.
95. Mann RA, Moran GT, Dougherty SE (1986):
Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running and sprinting.
Res Qt Exerc Sport 51: 334-348.
96. Marras W. (1992):
Overview of electromyography in ergonomics.
In: Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives (chapter 1). US department of health and human services. Washington.
97. Marti B, Vader JP (1988):
On the epidemiology of running injuries.
Am J Sports Med 16: 285-294.
98. Matsas A, Taylor N, McBurney H (2000):
Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects.
Gait Posture 11: 46-53.
99. Mayer F, Grau S, Baeurle W, Horstmann T, Heitkamp HC, Gollhofer A, Dickhuth HH (2001):
Differences and influence of EMG-time quantities in healthy subjects and patients with Achilles tendonitis.
Med Sci Sports Exerc 33(S5): 89.
100. Mayer F, Grau S, Bäurle W, Beck M, Krauß I, Maiwald C, Baur H (2000):
Achillessehnenbeschwerden im Laufsport – eine aktuelle Übersicht.
Dtsch Z Sportmed 51: 161-167.
101. Mc Poil TG, Cornwall MW, Dupuis L, Cornwell M (1999):
Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods.
J Am Podiatr Med Assoc 89(10): 495-501.
102. Mc Poil TG, Cornwall MW, Yamada W. (1995):
A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems.
The lower extremity 2(2): 95-103.

103. McNair PJ, Marshall RN (1994):
Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes.
Br J Sports Med 28(4): 256-260.
104. Mero A, Komi PV (1987)
Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal.
Med Sci Sports Exerc 19(3): 266-274.
105. Milani TL, Kimmeskamp S (2000):
Pedobarographie - Entwicklung und Messtechnik.
Unveröffentlichtes Manuskript des ersten Sommerkurses der Deutsche
Gesellschaft für Biomechanik, Westfälische Wilhelms-Universität Münster: 25-37.
106. Miller EW, Quinn ME, Seddon PG (2002):
Body weight support treadmill and overground ambulation training for two patients with chronic disability secondary to stroke.
Phys Ther 82(1): 53-61.
107. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E (2000):
Shock accelerations and attenuation in downhill and level running.
Clin Biomech 15: 15-20.
108. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E (2001):
Fatigue-induced changes in decline running.
Clin Biomech 16: 207-212.
109. Nelson RC, Dillmann CJ, Lagasse P, Bickett P (1972):
Biomechanics of overground versus treadmill running.
Med Sci Sports Exerc 4(4): 233-240.
110. Nigg BM (1986):
Biomechanics of running shoes.
Human Kinetics Publishers, Champaign.
111. Nigg BM (1987):
Biomechanical analysis of ankle and foot movement.
Med Sci Sports Exerc 19: 22-29.
112. Nigg BM (1992):
Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction.
Med Sci Sports Exerc 14: 595-602.

113. Nigg BM, Bobbert M (1992):
On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries.
J Biomech 23: 3-12.
114. Nigg BM, DeBoer RW, Fisher V (1995):
A kinematic comparison of overground and treadmill running.
Med Sci Sports Exerc 27: 98-105.
115. Novacheck TF (1998):
The biomechanics of running.
Gait Posture 7: 77-95.
116. Nurse MA, Nigg BM (1999):
Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distribution during gait.
Clin Biomech 14 (9): 667-72.
117. Nyska M, McCabe C, Linge K, Laing P, Klenerman L (1996):
Effect of the shoe on plantar foot pressures.
Acta Orthop Scand 66(1): 53-56.
118. Oeffinger D, Brauch B, Cranfill S, Hisle C, Wynn C, Hicks R, Augsburg S (1999):
Comparison with and without shoes in children.
Gait Posture 9(2): 95-100.
119. Ogon M, Aleksiev AR, Spratt KF, Pope MH, Saltzman CL (2001):
Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging.
Int J Sports Med 22(6): 414-419.
120. Ounpuu S, Winter DA (1989):
Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults.
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 72: 429-438.
121. Pearce ME, Cunningham DA, Donner AP, Rechnitzer PA, Fullerton GM, Howard JH (1983):
Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces.
Eur J Appl Physiol Occup Physiol 52(1): 115-119.
122. Pedotti A (1977):
A study of motor coordination and neuromuscular activities in human locomotion.
Biol Cybern 26: 53-62.

123. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Ruckriem S (2002):
Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomised controlled trial.
Stroke 33(2):553-558.
124. Prilutsky BI, Gregor RJ, Ryan MM (1998):
Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running.
Exp Brain Res 120:479-486.
125. Prokop T, Schubert M, Berger W (1997):
Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow.
Exp Brain Res 114(1): 63-70.
126. Rao UB, Joseph B (1992):
The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children.
J Bone Joint Surg Br 74: 525-527.
127. Reber L, Perry J, Pink M (1993):
Muscular control of the ankle in running.
Am J Sports Med 21: 805-810.
128. Reinisch M, Schaff P, Hauser W, Rosenmeyer B (1991):
Treadmill versus field trial. Movement analysis and pressure distribution in the athletic shoe.
Sportverletz Sportschaden 5: 60-73.
129. Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, Stano A (1997):
Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers.
Gait Posture 6:98-109.
130. Riebe D, Patterson RB, Braun CM (2001):
Comparison of two progressive treadmill tests in patients with peripheral arterial disease.
Vasc Med 6(4): 215-221.
131. Robbins S, Gouw GJ, McClaran J, Waked E (1993):
Protective sensation of the plantar aspect of the foot.
Foot Ankle 14: 347-52.
132. Robbins S, Waked E (1998):
Factors associated with ankle injuries. Preventive measures.
Sports Med 25: 63-72.

133. Robbins SE, Gouw GJ, Hanna AM (1989):
Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior.
Med Sci Sports Exerc 21(2):130-9.
134. Robert C, Valette JP, Denoix JM (2000):
The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb
muscles in the trotting horse.
Equine Vet J 32(4): 312-317.
135. Romkes J, Brunner R (2002):
Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in
patients with hemiplegic cerebral palsy.
Gait Posture 15(1): 18-24
136. Roy RR, Hutchinson DL, Pierotti DJ, Hodgson JA, Edgerton VR (1991) :
EMG patterns of rat ankle extensors and flexors during treadmill locomotion and
swimming.
J Appl Physiol 70(6): 2522-2529
137. Russo SJ und Chipcase LS (2001):
The effect of low-Dye taping on peak plantar pressures of normal feet during
gait.
Aust J Physiother 47(4): 239-44.
138. Savage P, Ricci MA, Lynn M, Gardner A, Knight S, Brochu M, Ades P (2001):
Effects of home versus supervised exercise for patients with intermittent
claudication.
J Cardiopulm Rehabil 21(3): 152-157.
139. Schaff P (1996):
Biomechanical adaptation in sports.
Dtsch Z Sportmed 47: 273-280.
140. Scott SH, Winter DA (1990):
Internal forces of chronic running injury sites.
Med Sci Sports Exerc 22(3):357-69.
141. Senner V, Schaff P (1999a):
Elektromyographie (EMG). Grundlagen für das Verständnis und die Anwendung
in der Biomechanik und der Sportorthopädie.
Sportorthop Sporttraumatol 15(1): 34-36.
142. Senner V, Schaff P (1999b):
Elektromyographie (EMG). Physiologie des EMG Signals, dessen
messtechnische Erhebung und Auswertung.
Sportorthop Sporttraumatol 15(2): 160-165.

143. Shiavi R, Frigo C, Pedotti A (1998):
EMG Signals during gait criteria for envelope filtering and number of strides.
Med Biol Eng Comput 36(2): 171-178.
144. Shorten MR, Beekman Eden K, Himmelsbach JA (1989):
Plantar pressures during barefoot walking.
12th International Congress of Biomechanics, University of California, Los Angeles: 121.
145. Sim-Fook L, Hodgson A (1958):
A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population.
J Bone Joint Surg 40: 1058-1062.
146. Simonsen EB, Thomsen L, Klausen K (1985):
Activity of mono- and biarticular muscles during sprint running.
Eur J Appl Physiol 54: 524-532.
147. Simpson JA (1993):
The development of electromyography and neurography for diagnosis.
J Hist Neurosci. Apr;2(2):81-105.
148. Stacoff A, Kalin X, Stüssi E (1991):
The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running.
Med Sci Sports Exerc 23(4): 482-490.
149. Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, VanDenBogert AJ, Lundberg A (2000a):
Tibio-calcaneal kinematics of barefoot versus shod running.
Clin Biomech 33: 1387-1395.
150. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stüssi E (2000b):
Effects of foot orthoses on skeletal motion during running.
Clin Biomech 15(1): 54-64.
151. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stüssi E (2001):
Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running.
Med Sci Sports Exerc 33(2): 311-319.
152. Stacoff A, Steger J, Stüssi E, Reinschmidt C (1996):
Lateral stability in sideward cutting movements.
Med Sci Sports Exerc 28(3):350-8.

153. Staheli LT (1991):
Shoes for children: a review.
Pediatrics 66: 371-375.
154. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Johnk K, Deuschl G, Illert M (1997):
Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults.
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 105: 490-497.
155. Strathy GM, Chao EY, Laughman RK (1983):
Changes in knee function associated with treadmill ambulation.
J Biomech. 16(7): 517-522.
156. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH (2002):
Step training with body weight support: Effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery.
Arch Phys Med Rehabil 83(5): 683-691.
157. Suteerawattananon M, MacNeill B, Protas EJ (2002):
Supported treadmill training for gait and balance in a patient with progressive supranuclear palsy.
Phys Ther 82(5): 485-495.
158. Sutherland D (1997):
The development of mature gait.
Gait Posture 6: 163-170.
159. Swanson SC, Caldwell GE (2000):
An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running.
Med Sci Sports Exerc 32: 1146-1155.
160. Taunton JE, Clement DB, Smart GW, Wiley JP, McNicol KL (1985):
A triplanar electrogoniometer investigation of running mechanics in runners with compensatory overpronation.
Canad J Appl Sport Sci 10: 104-115.
161. Thompson M, Lüthi S (1997):
Effects of running shoe sole construction on dynamic foot stability.
3rd Symposium on Functional Footwear, Tokio: 60-61.
162. Tokuhira A, Nagashima H, Takechi H (1985):
Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking.
Arch Phys Med Rehabil 66(9): 610-613.

163. Ulrich DA, Ulrich BD, Angulo-Kinzler RM, Yun J (2001):
Treadmill training of infants with Down syndrome: evidence-based developmental outcomes.
Pediatrics 108(5): 84.
164. Van Gheluwe B, Smekens J, Roosen P (1994):
Electrodynographic evaluation of the foot during treadmill versus overground locomotion.
J Am Podiatr Assoc 84: 598-606.
165. Van Ingen Schenau GJ (1980):
Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion.
Med Sci Sports Exerc 12(4): 257-221.
166. Van Mechelen W (1992):
Running Injuries- A review of epidemiological literature.
Sports Med 14 (5): 330- 335.
167. Van Schie CHM, Boulton AJM (2000):
The effect of arch height and body mass on plantar pressure.
Wounds 12: 88-95.
168. VanWoensel W, Cavanagh PR (1992):
A perturbation study of lower extremity motion during running
Int J Sports Biomech 8: 30-47.
169. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W (2002):
Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion.
Clin Biomech 17(2): 162-165.
170. Vos EJ, Harlaar J, Ingen Schenau GJ van (1991):
Electromechanical delay during knee extensor contractions.
Med Sci Sports Exerc 23: 1187-1193.
171. Waked E, Robbins S, MacClaran J (1997):
The effect of footwear midsole hardness and thickness on proprioception and stability in older men.
J Test Eval 25(1): 143-148.
172. Wall JC, Charteris J (1981):
A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking.
Ergonomics 24(7): 531-542.

173. Wank V, Frick U, Schmidbleicher D (1998):
Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running.
Int J Sports Med 19: 455-461.
174. White H, Jenkins J, Neace WP; Tylkowski C, Walker J (2002):
Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study.
Dev Med Child Neurol 44(4): 227-32.
175. White SC, Winter DA (1993):
Predicting muscle forces in gait from EMG signals and musculotendon kinematics.
J Electromyogr Kinesiology 4: 217-222.
176. White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY (1998):
Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking.
Med Sci Sports Exerc 30: 1537-1542.
177. Winter DA (1991):
The biomechanics and motor control of human gait.
University of Waterloo Press 2. Edition, Waterloo.
178. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE (1990)
Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly.
Phys Ther 70(6):340-7.
179. Winter DA, Rau G, Kadefors R Broman H, de Luca CJ (1980):
Units, terms and standards in reporting of EMG research.
Report by the Ad hoc committee of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.
180. Winter DA, Yack JH (1987):
EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability.
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 67: 402-411.
181. Xu H, Akai M, Kukurai S, Yokota K (1999):
Effect of shoe modification on center of pressure and in-shoe plantar pressures.
Am J Phys Med Rehabil 78: 516-524.
182. Yang JF, Winter DA (1984):
Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis.
Arch Phys Med Rehabil 65: 517-521.

183. Yang JF, Winter DA (1985):
Surface EMG profiles during different walking cadences in humans.
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 60: 485-491.
184. Zehr EP, Komiyama T, Stein RB (1997):
Cutaneous reflexes during human gait: electromyographic and kinematic
responses to electrical stimulation.
J Neurophysiol 77(6): 3311-3325.

7. Danksagung

Danken möchte ich in erster Linie PD Dr. Frank Mayer, der mich im Laufe meiner Tätigkeit als Doktorandin und wissenschaftliche Hilfskraft in seiner Arbeitsgruppe in den Abteilungen für Sportmedizin der Universitäten Tübingen und Freiburg in vielerlei Hinsicht an eigenverantwortliches wissenschaftliches Arbeiten herangeführt hat und meine Begeisterung für die klinische Forschung zu wecken verstand.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Christian Maiwald für die Unterstützung bei der praktischen Durchführung der Experimente und die anregenden inhaltlichen Diskussionen, sowie bei Heiner Baur, Wolfram Bäurle und Dr. Stefan Grau, die mir zu Beginn meiner Mitarbeit in der Arbeitsgruppe den Einstieg in die Materie mit vielen Erklärungen und der geduldigen Beantwortung meiner Fragen sehr erleichterten.

Mein Dank gilt auch allen Probanden für die Teilnahme an den Studien und die motivierte Mitarbeit bei den einzelnen Untersuchungen.

Den jetzigen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe, Heiner Baur und Steffen Müller, danke ich darüber hinaus für die Hilfe bei der Auswertung und den abschließenden Bearbeitungen.

Ganz besonders herzlich danken möchte ich meinen lieben Eltern, auf deren Unterstützung in allen Lebensbereichen ich mich immer verlassen konnte, und Heiner, auf dessen moralischen Beistand und Verständnis ich ebenfalls stets zählen konnte.

8. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Anja Nicole Hirschmüller
Geburtsdatum: 11.11.77
Geburtsort: Tübingen
Eltern: Waltraud Hirschmüller, geb. Knehr - Gymnasiallehrerin
Prof. Dr. med. Albrecht Hirschmüller - Hochschullehrer
Geschwister: ein Bruder

Schulbildung und Studium

09/84 - 07/88 Grundschule Winkelwiese-Waldhäuser Ost, Tübingen
09/88 - 07/97 Uhland-Gymnasium, humanistisches Gymnasium, Tübingen
10/97 - 09/99 Medizinstudium an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
09/99 Ärztliche Vorprüfung
10/99 - 09/00 Medizinstudium an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
08/00 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/00 - 09/01 Erasmusstipendium an der Université de Montpellier
10/01 - 03/03 Medizinstudium an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
04/03 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
04/03 - 03/04 Praktisches Jahr am Universitätsklinikum Freiburg
05/04 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
04/00 - 04/03 Wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Sportmedizin der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
04/03 - 06/04 Wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Rehabilitative und Präventive Sportmedizin, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Famulaturen und Praktisches Jahr

03/00 - 04/00 Sportmedizin (Universitätsklinikum Tübingen)
02/01 - 04/01 Orthopädie (Université de Montpellier, Frankreich)
08/01 - 09/01 Pädiatrie (Praxis Drs. Fritz, Weingarten)
04/03 - 03/04 Innere Medizin, Chirurgie, Wahlfach Orthopädie (Universitätsklinikum Freiburg)