

**Effektivität und Wirksamkeit einer funktionell-dynamischen
Schuheinlagenversorgung im Sport**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Wirtschafts- und Verhaltenswissenschaftlichen Fakultät der
Albert-Ludwigs-Universität
Freiburg im Breisgau**

**vorgelegt von
Heiner Baur
aus Schwäbisch Hall**

Sommersemester 2004

Erstgutachter: Prof. Dr. Hans Hermann Dickhuth

Zweitgutachter: Prof. Dr. Albert Gollhofer

Vorsitzender des Promotionsausschusses der Gemeinsamen Kommission der
Philologischen, Philosophischen und Wirtschafts- und Verhaltens-
wissenschaftlichen Fakultät: Prof. Dr. Hermann Schwengel

Datum der Disputation: 10.01.2005

„Panta rhei – Alles fließt“, sagt Heraklit

Luciano De Crescenzo

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Beurteilung aktueller Konzepte der Schuheinlagenversorgung im Sport	
2.1	Biomechanische Erklärungsansätze zur Wirkung von Schuheinlagen	9
2.1.1	Mechanischer Erklärungsansatz	9
2.1.2	Sensomotorisch-neuromuskulärer Ansatz	15
2.2	Die biomechanische und medizinisch-epidemiologische Beurteilung der Effektivität einer Schuheinlagenversorgung in Prävention und Rehabilitation	25
2.3	Forschungsparadigma – Wissenschaftliche Fragestellungen (F1-F4)	29
3	Experimentelle Untersuchungen zur Effektivität und Wirksamkeit einer funktionell-dynamischen Sporteinlagenversorgung	
3.1	Einleitung	35
3.2	Voruntersuchung zur Wirksamkeit funktioneller Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport	
3.2.1	Untersuchungsgut und Methode	36
3.2.2	Ergebnisse der Voruntersuchung (Fragestellung F1)	47
3.2.3	Diskussion der Voruntersuchung und Konsequenzen	58
3.3	Analyse der Effektivität einer präventiven und therapeutischen Sporteinlagenversorgung	
3.3.1	Untersuchungsgut und Methode	65
3.3.2	Ergebnisse	81
	Fragestellung F2: Unterschiede im Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden	81
	Fragestellung F3: Untersuchung des Präventionseffektes einer Sporteinlagenversorgung	89
	Fragestellung F4: Therapieeffekte einer Sporteinlagenversorgung	95
4	Diskussion	
	Fragestellung F2: Unterschiede im Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden	103
	Fragestellung F3: Untersuchung des Präventionseffektes einer Sporteinlagenversorgung	107
	Fragestellung F4: Therapieeffekte einer Sporteinlagenversorgung	111

5	Zusammenfassung	117
6	Literatur	123
7	Anhang	141
8	Anerkennung	149
9	Lebenslauf	150

Kurzzusammenfassung - Deutsch

Laufsportbetreibende Sportler leiden an einer nicht unbeträchtlichen Inzidenz an Überlastungsbeschwerden. Die Ätiologie dieser Beschwerden ist meist multifaktoriell und wenig wissenschaftlich belegt. Eine klassische Therapieform ist dabei die Therapie mittels Schuheinlagen. Diese werden vermehrt unter Berücksichtigung der dynamischen Fußcharakteristik funktionell optimiert. Dabei wurde in der Vergangenheit hauptsächlich versucht „mechanisch“ in den Bewegungsablauf einzugreifen. Neuerdings wird diese „mechanische Wirkweise zunehmend in Frage gestellt, und es wird vermehrt eine „sensomotorische“ Wirkung von Schuheinlagen postuliert. Daten zur Veränderung der Bewegungsregulation liegen jedoch bisher kaum vor. Daneben wird ein positiver präventiver Effekt angestrebt, um den Auftritt von Beschwerden zu verhindern. In der Literatur ist bezüglich der Effektivität dieser Maßnahmen eine Vielzahl von Studien beschrieben, welche allerdings zum Großteil keine genügende Evidenz zulassen. Ziel der vorliegenden Arbeit war deshalb einerseits die Untersuchung der Wirkung von Schuheinlagen im Sport auf Laufmechanik und muskuläre Aktivierung und andererseits die Überprüfung der therapeutischen als auch der präventiven Effektivität von Schuheinlagen.

In einer Voruntersuchung wurde die Wirkung verschiedener Schuheinlagenfunktionselemente (9 Schuh- und Einlagenbedingungen, randomisiert) analysiert. Dabei wurden 17 beschwerdefreie Probanden einem standardisierten Laufbandtest bei $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ unterzogen. Es wurde die Mechanik unter dem Fuß (plantare Druckverteilung im Schuh) und die muskuläre Aktivität der Unterschenkelmuskulatur (Oberflächenelektromyographie) gemessen. In einer Längsschnittstudie zur Untersuchung des präventiven Effektes einer Schuheinlagenversorgung wurden beschwerdefreie Läufer ($n = 61$) randomisiert im Kontrollgruppenvergleich einer Einlagenintervention unterzogen. Dabei trainierten die Probanden für 40 Wochen unter Führung einer Trainingsdokumentation mit Beschreibung möglicher, auftretender Beschwerden. Zusätzlich wurden biomechanische Tests am Anfang, nach 20 Wochen und nach 40 Wochen durchgeführt. Läufer mit laufspezifischen Beschwerden ($n=51$) wurden zur Analyse des therapeutischen Effektes ebenfalls im Kontrollgruppenvergleich einer Schuheinlagentherapie zugeführt. Die Patienten mussten dabei nach zweiwöchiger Eingewöhnungsphase an ein Trainings- und Schmerztagebuch über einen Therapiezeitraum von 8 Wochen Schuheinlagen beim Lauftraining tragen. Vor und nach Abschluss der Intervention erfolgten biomechanische Tests. Eine Veränderung der Beschwerdesymptomatik wurde anhand funktioneller Einschränkungen mit dem Pain-Disability-Index erhoben.

Die generelle Wirkung einer Schuheinlage lag gegenüber der Laufschuhreferenz in einer Erhöhung der Druckbelastung an der Fußsohle. Bei der Analyse des Einflusses einzelner Funktionselemente zeigte insbesondere eine Längsgewölbestütze eine Erhöhung der Druckbelastung. Das muskuläre System der gesunden Probanden zeigte sich sehr stabil, wengleich ein Zusammenhang zwischen erhöhter Druckbelastung im Bereich des medialen Längsgewölbes und einer erhöhten Aktivität des M. peroneus longus vermutet werden kann. Bei der Frage des präventiven Effektes einer Schuheinlage unterschied sich die Zahl der Beschwerdeauftritte nicht zwischen der Kontroll- und der Einlagengruppe ($p > 0.05$). Dabei waren nur sehr geringe Anpassungen des Bewegungssystems an die Einlagenintervention im Beobachtungszeitraum festzustellen. In therapeutischer Hinsicht wurde dagegen eine erhebliche Reduktion der funktionellen Einschränkungen bei den Einlagenträgern festgestellt (-56%, $p = 0.00$, $Rsq = 0.94$). Gleichzeitig zeigte sich über den Interventionszeitraum eine Erhöhung der Aktivität des M. peroneus longus in der frühen Standphase, welcher dort als Hauptsprungelenkstabilisator tätig ist.

Die fehlende Risikominimierung bei der Untersuchung des präventiven Effektes einer Schuheinlagenversorgung, legt zusammen mit der nicht nachweisbaren Anpassung der Bewegungsregulation den Schluss nahe, dass einer präventiven Schuheinlagenversorgung, zumindest im Sport, nur eine geringe Berechtigung zukommt. Eine generelle Empfehlung hin zu einer optimierten Schuheinlagenversorgung bei symptomfreien Läufern kann nicht unterstützt werden. Dagegen kann bei Vorliegen einer Beschwerdesymptomatik aufgrund der erreichten Verbesserung der Beschwerden, eine Schuheinlagentherapie sinnvoll eingesetzt werden. Mittels der eingesetzten Einlagentherapie mit einer Längsgewölbestütze konnte zum einen eine Druckerhöhung am medialen Fußgewölbe und zum anderen im Interventionsverlauf auch eine Erhöhung der Aktivität des M. peroneus longus erreicht werden. Vor diesem Hintergrund sind sensomotorische Effekte durch Schuheinlagen nahe liegend. Gleichzeitig scheint das Bewegungssystem von Läufern mit Beschwerden vulnerabler gegenüber Einflüssen von außen zu sein, so dass dort auch eine gezielte Verbesserung der muskulären Ansteuerung erreicht werden kann.

Kurzzusammenfassung - English

Runners are often affected by overuse injuries. The etiology of those overuse complaints can have multiple causes and only few causative factors are evidence-based proven. Inserts are one possibility of therapy out of manifold conservative treatment strategies. Orthotic devices are normally accustomed under static load conditions. Recently, focus is put more on dynamic foot characteristics and inserts are more and more functionally optimized. Effectiveness of orthotic devices was mainly thought to come from mechanical optimization of skeletal alignment and with that an optimization of movement pattern was the main goal. This approach is recently challenged and a second so-called “sensorimotor” approach evolved. Although data proving an integration of afferent input into altered movement coordination by orthotic devices is still missing. Besides desired efficiency in therapy, prevention of running overuse complaints is another application of inserts. In literature a multitude of studies describing the efficiency of orthotic devices are reported but most of them lack sufficient level of evidence. The aim of the current study was therefore to analyze the effectiveness of inserts on running mechanics and muscular activity as well as the analysis of possible effects of inserts in prevention and therapy.

A cross sectional pre-study examined the effectiveness of different functional elements of inserts (9 different shoe and insert conditions, randomly assigned). 17 symptom free runners underwent a treadmill test at $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. Mechanics at the plantar surface (in-shoe plantar pressure distribution) as well as muscular activity (surface electromyography) of lower leg muscles was measured.

A prospective longitudinal randomized and controlled trial analyzed the preventive efficiency of inserts in a population of symptom free runners ($n = 61$). All athletes ran for 40 weeks while documenting their training regimen and the occurrence of arising injury complaints. In addition biomechanical test were administered at the beginning, after 20 weeks and after 40 weeks of intervention. Another prospective longitudinal randomized and controlled trial analyzed the therapeutic efficiency of an insert therapy in athletes with running specific overuse complaints ($n = 51$). Here, all runners had to undergo an 8 week controlled insert intervention after an accommodation time of 2 weeks, where training documentation and evaluation of functional disabilities (by the Pain-Disability-Index) had to be learned. Biomechanical testing was assigned before and after intervention.

A general effect of the inserts compared to the reference running shoe condition was an increase in plantar pressure at the foot-shoe (insert) interface. Analysis of functional elements of inserts showed a marked increase in plantar pressure especially by a longitudinal wedge at

the longitudinal arch. Muscular activity remained unaffected in this healthy and symptom free population. Although a connection between increased plantar pressure at the medial longitudinal arch and an increased activity of the m. peroneus longus can be assumed. Analysing the preventive efficiency of inserts, no difference was observed between the control group and the group wearing inserts in the prospective trial of initially healthy runners concerning the occurrence of overuse complaints ($p > 0.05$). Furthermore only slight adaptations of muscular activity and plantar pressure could be observed throughout the intervention period.

Considering the therapeutic efficiency of an insert therapy in runners with overuse complaints, a serious reduction in the subjective assessment of functional disabilities could be detected in the insert wearing group (-56%, $p = 0.00$, $Rsq = 0.94$). Contemporaneously with that, an increase in m. peroneus longus activity in early stance was observed.

It can be concluded, that because of the missing preventive efficiency of inserts and almost no adaptation of symptom free runners to inserts, a preventive use of orthotic devices in running can not be justified at this point. A general recommendation to optimize insert supply in runners without overuse symptoms can not be supported. Nevertheless individual cases have to be considered. In contrast if runners suffer from running specific overuse complaints, it is suggested from the above mentioned results that inserts can serve as an efficient therapy tool. An insert prescription with a longitudinal wedge resulted in increased plantar pressure and after the intervention period in an adaptation of m. peroneus longus activity. The increased activity of this muscle through the insert intervention leads to the conclusion that sensorimotor effects of inserts might be feasible. Additionally, neuromuscular activation patterns of runners with running specific complaints seem to be more vulnerable to external interventions compared to runners without symptoms. A specific adjustment of muscular activity could than be achieved by insert use.

1 Einleitung

Die Bedeutung des Laufsports ist seit Beginn der Breitensportlichen Öffnung aller Laufsportarten in den 70er und frühen 80er Jahre des letzten Jahrhunderts stetig gewachsen. Entgegen sämtlicher Trends und wachsender Konkurrenz durch neu entstehende Sportarten wird das Laufen von immer mehr Bevölkerungsteilen durchgeführt. Die Bedeutungen des Laufens für die Prävention von Herz-Kreislauf-Erkrankungen, für die Wiedererlangung körperlicher Leistungsfähigkeit, für Stressabbau und psychische Ausgeglichenheit sowie zur Trainingsergänzung anderer Sportarten sind unbestritten und tragen zur breiten Akzeptanz dieser Sportart bei. Zusätzlich ist die einfache Durchführbarkeit ohne technisch aufwendige Hilfsmittel, unabhängig von Tageszeit und Ort Grund für viele, Laufen als Sportart zu betreiben.

Mit Beginn der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts bis heute setzte erneut ein weiterer Popularitätsschub ein. Die Teilnehmerzahlen an Volksläufen in Deutschland verdeutlichen dies eindrucksvoll. So ist seit 1994 nahezu eine Verdopplung der Teilnehmer an Volkslaufveranstaltungen zu verzeichnen (Hübler 2002). Mittlerweile laufen rund 15,4 Mio. Deutsche über 14 Jahren gelegentlich bis regelmäßig. Dies entspricht in etwa 25% der Gesamtbevölkerung über 14 Jahren (Focus 2002, Runner's World 2001). Im angloamerikanischen Raum wird die Zahl der gelegentlich Laufenden auf 35 Mio. geschätzt. Die Zahl der ambitionierten Läufer (Laufen an mindestens 100 Tagen im Jahr) wird dort mit 10,5 Mio. beziffert (American Sports Data Inc. 2002).

Der große Interessenanstieg führte zu einem ebenso großen Anstieg an wissenschaftlichen Untersuchungen zum Themenkomplex Laufen (Novacheck 1998b). Ein Grund dafür ist, dass die oben genannten positiven Effekte des Laufens, offensichtlich mit einer nicht unerheblich Zahl an orthopädischen beziehungsweise laufspezifischen Beschwerden erkauft werden müssen. Die absolute Beschwerdeinzidenz ist mit der Ausbreitung des Sports sehr deutlich angestiegen (Novacheck 1998b). Jedes Jahr erleiden in etwa 25% - 65% aller Läufer Beschwerden die mindestens zum Abbruch oder zur Änderung des Lauftrainings führen, oder gar die Konsultation eines Arztes erfordern (Hoeberigs 1992, Macera et al. 1989, Rochcongar et al. 1995).

Für die Entstehung von Überlastungsbeschwerden durch das Laufen werden sowohl extrinsische (Trainingsfehler, Trainingsuntergrund, Schuh- und Einlagenversorgung, etc.), als auch intrinsische Faktoren (Fußform und anatomische Skelettausrichtung, Bewegungseinschränkung im oberen und unteren Sprunggelenk, mangelnde Flexibilität, Vorverletzungen, Antibiotikabehandlungen, etc.) verantwortlich gemacht (Fredericson

1996, Macera 1992, Murphy et al. 2003, Noakes et al. 1996, Taunton et al. 2002 und 2003, Van Mechelen 1992, Williams et al. 2000). Zusammenhänge zwischen Pathophysiologie und Biomechanik laufspezifischer Beschwerden sind jedoch bisher weitgehend unklar.

So werden spezifische Beschwerden insbesondere auf anatomische Anomalien zurückgeführt. Allerdings sind darüber wenige wissenschaftlich überprüfte Zusammenhänge bekannt (Novacheck 1998a, 1998b, Walter et al. 1989). Wen et al. 1997 untersuchten prospektiv den Zusammenhang von statisch-anatomischen Merkmalen und der Verletzungshistorie von 307 Marathonläufern im Verlauf von 12 Monaten. Dabei konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen zahlreichen Fußformcharakteristika wie beispielsweise der Höhe des Längsgewölbes (arch height) und der Beschwerdeentstehung nachgewiesen werden. Es wurde gefolgert, dass die statische Ausrichtung der unteren Extremität kein Hauptfaktor für die Entstehung von Beschwerden ist (Wen et al. 1997). Zu gleichem Ergebnis kommen Hreljac et al. 2000 in einem akuten Vergleich von gesunden Läufern und Läufern mit Beschwerden (Hreljac 2000). Demgegenüber kommen Duffey et al. 2000 zu dem Schluss, dass bei einer Kohorte mit Kniebeschwerden ein höheres Längsgewölbe gemessen wurde, als bei einer gesunden Kontrollgruppe (Duffey et al. 2000). Diese Studien über den Zusammenhang von statisch-anatomischen Merkmalen und einer möglichen Prädisposition für Beschwerden zeigen beispielhaft konträre Ergebnisse und den bisher nicht gelungenen Versuch extrinsische und intrinsische Faktoren auf die Ätiologie laufspezifischer Beschwerden zu beziehen (Murphy et al. 2003).

Die mangelnde Nachweisbarkeit der genannten Zusammenhänge hängt überwiegend mit schlecht kontrollierten Studiendesigns der bisher durchgeführten Untersuchungen zusammen (Murphy et al. 2003, Bahr & Holme 2003). Eine aktuelle Metaanalyse zeigt, dass von 118 Studien 106 aufgrund unzureichender Evidenzbasierung keine abschließenden Aussagen zulassen (Yeung & Yeung 2001)¹. So wird empfohlen kontrollierte prospektive Studien mit großer Fallzahl (insbesondere Verletzungs- und Beschwerdefällen) und multivariater Statistik durchzuführen, um dem multifaktoriellen Problem besser zu begegnen (Bahr & Holme 2003). Die einzigen, wirklich belegten Faktoren sind laut eines aktuellen Cochrane-Reviews zu Interventionen bei Weichteilverletzungen der unteren Extremität lediglich die Exposition zu einer hohen Trainingsbelastung (Umfang, Dauer, Frequenz) und Vorverletzungen an der aktuellen Beschwerdelokalisation (Yeung & Yeung 2003). So konnte nachgewiesen werden, dass ab

¹ Zur Thematik evidenzbasierter Forschung sei an dieser Stelle auf Sackett et al. 1986 und Grimes & Schulz 2002 verwiesen.

einem wöchentlichen Trainingsumfang von mehr als 32 km (20 Meilen) das Risiko laufspezifische Beschwerden zu erleiden, zunimmt (Macera 1992). Hinsichtlich anderer externer und intrinsischer Faktoren wie Trainingsuntergrund, Flexibilität der Muskulatur, oder Schuh- und Einlagenmodifikationen konnte demgegenüber bisher kein Beleg für die Effektivität hinsichtlich einer Beschwerdeverbesserung oder -prävention gefunden werden (Yeung & Yeung 2003, Murphy 2003). Es existiert zudem keine randomisierte, kontrollierte Studie über die präventive Wirkung unterschiedlicher Schuhmodelle (Yeung & Yeung 2003). Bei Schuheinlagen scheint lediglich eine schockabsorbierende Wirkung mit einer Verringerung von tibialen Stressreaktionen einherzugehen (Ekenman et al. 2002, Gillespie & Grant 2003). Die Reduktion von Weichteilverletzungen der unteren Extremität oder Knochenhautreizungen durch Schuheinlagen ist dagegen nicht belegt (Pratt 2000a, Thacker et al. 2002, Yeung & Yeung 2003).

Obwohl die Ätiologie laufspezifischer Beschwerden unklar ist und Maßnahmen zur Verringerung von Beschwerden überwiegend auf spekulativen Begründungen basieren, werden dennoch zahlreiche konservative Behandlungsformen eingesetzt, um Symptome präventiv zu verhindern oder therapeutisch zu behandeln. Die konservative Therapie laufspezifischer Beschwerden umfasst neben der Umstellung der Trainingsgewohnheiten in aller Regel physiotherapeutische Behandlungsformen (Dehnung, Kräftigung, sensomotorisches Training), physikalische Maßnahmen (Eis, Wärme, Ultraschall, Elektrotherapie), lokale oder systemische analgetisch-antiphlogistische Behandlungen, Infiltrationsbehandlungen bis hin zu operativen Maßnahmen (Anderson 1992, Archambault et al. 1995, Bruckner & Khan 1993, Fredericson 1996, Galloway et al. 1992, Kader et al. 2002, Khan et al. 1999, Mayer et al. 2001a, O'Toole 1992, Paavola et al. 2002, Sandmeier & Renstrom 1997, Schepsis et al. 2002, Steinkamp et al. 1992).

Daneben kommen biomechanisch orientierten Interventionen wie der Optimierung der Schuh- und Einlagenversorgung, nicht nur in der Therapie sondern auch in der Prävention, besondere Bedeutung zu, da Beschwerden und Verletzungen des Stütz- und Bewegungsapparates als eine der Hauptursachen von Trainingsausfällen im Leistungssport genannt werden (Ballas et al. 1997, Berson 1986, Fredericson 1996, Hintermann et al. 1998, Jacobs & James et al. 1978, Jones et al. 1993, Van Mechelen 1992).

Insbesondere Veränderungen der Statik und des dynamischen Bewegungsablaufes der unteren Extremität werden dabei als Gründe für die Beschwerdeentstehung genannt (Camasta 1996, Fredericson 1996, Galloway et al. 1992, Garbalosa et al. 1994, Macera 1989). Bisherige Annahmen gehen davon aus, dass Interventionen der Statik motorische

Bewegungsabläufe beeinflussen können, um sowohl therapeutische als auch präventive Wirksamkeit zu erlangen (Brill et al. 1995, Fredericson 1996, Galloway et al. 1992, Garbalosa et al. 1994, Macera 1989). Häufig wird deshalb mit einer angepassten Schuheinlagenversorgung präventiv versucht, der Fußstatik und damit auch dem Bewegungsablauf individuell Rechnung zu tragen (De Lee et al. 2003, Nigg et al. 1999, Robbins et al. 1993). Wissenschaftliche Untersuchungen, die diesen vorbeugenden Effekt nachweisen, fehlen jedoch weitgehend. Darüber hinaus werden individuell angepasste Einlagen auch in der Behandlung der verschiedensten Beschwerden angewandt (Gross et al. 1991, Gross et al. 1993, Tomaro & Butterfield 1995). Die funktionell-biomechanische Behandlung durch Schuheinlagen kommt hierbei vor allem bei Ansatzentzündungen (Archambault et al. 1995, De Lee et al. 2003) Tendinitiden und Tendinosen (Balint et al. 1997, Clement et al. 1981, Khan et al. 1999, Kvist 1994) (z.B. der Achillessehne (Kvist 1994, Mayer et al. 2000, McCrory et al. 1999)), dem patello-femorale Schmerzsyndrom (De Lee et al. 2003, Steinkamp et al. 1992), Beschwerden der unteren Lendenwirbelsäule (Ogon et al. 1999, Schache et al. 1999) und bei Achsfehlstellungen zur Anwendung (Capasso et al. 1993, Cowan et al. 1996, Gross et al. 1991, Gross et al. 1993, Kannus 1992, Krivickas 1997). Der objektive Beleg der Effektivität einer Schuheinlagenindizierung in Form prospektiver Längsschnittuntersuchungen steht derzeit allerdings noch aus.

Bisher werden die verschiedensten Versorgungskonzepte bei einer Vielzahl von Indikationen angeordnet (Nigg et al. 1999). Dieses Vorgehen stellt sich als sehr umfangreich, langwierig und kostenintensiv dar. Zusätzlich ist die Compliance bezüglich der Behandlung oft nicht zufriedenstellend, da Eingewöhnungsphasen, Anpassungen und geringe Funktionalität in sportlichen Bewegungsabläufen die Wirksamkeit der Schuheinlagenversorgung einschränken. Meist findet dabei neben der klinischen Beurteilung eine Analyse der Fußcharakteristik unter statischen Bedingungen statt (Razeghi & Batt 2002). Die so diagnostizierte Fehlform oder Fehlfunktion ergibt die Indikation zur Einlagenversorgung (Cowan et al. 1996, Fredericson 1996, Jones et al. 1993, Nawoczenski & Ludewig 1999). Mit unterschiedlichen Konzepten, Materialien und Zielsetzungen werden dann üblicherweise mit bettenden, stützenden und führenden Schuheinlagen die gewünschten Versorgungsziele angestrebt (Borom & Clanton 2003, Cowan et al. 1994, Nigg 1992, 1999).

Dem gegenüber werden vor allem bei der Behandlung typischer Beschwerden im Leistungssport (akute und chronische Achillessehnenbeschwerden, Plantarfasciitiden, Jumper's knee, femoro-patellares Schmerzsyndrom etc.) in jüngerer Zeit Schuheinlagen

auf Basis einer dynamischen plantaren Druckverteilungsmessung im Barfußlauf beziehungsweise Barfußgang indiziert. Der Barfußlauf wird dabei als eine Referenz angesehen, die ein uneingeschränktes Bewegungsmuster repräsentiert. Aus der wissenschaftlichen Literatur ist bekannt, dass in Ländern in denen tägliches Barfußlaufen und das Laufen im Schuh zu gleichen Teilen praktiziert wird, die Verletzungs- und Beschwerderate bei den Schuhträgern höher ist. Erklärt wird dies mit einem optimierten sensorischen Feedback beim Barfußlauf. Dies führt möglicherweise zu einer modulierten neuromuskulären Aktivität, um Bewegungsanpassungen während des Bewegungsverlaufs effektiver zu vollziehen (Robbins & Hanna 1987).

Deshalb wird versucht, mit Einlagen Schuhmodifikationen zu generieren, die durch lokale Deformationen der plantaren Fläche geeignetes afferentes Feedback erzeugen können (Robbins & Gouw 1990, Pratt 2000b). Herkömmliche Laufschuhe scheinen aufgrund weicher Zwischensohlen dazu nicht in der Lage (Clanton & Wood 2003, Marti et al. 1988, McKay et al. 2001, Robbins et al. 1997, Robbins & Waked 1997, Warburton 2001).

Daneben deuten Studien darauf hin, dass der Barfußlauf als sehr bequem und komfortabel empfunden wird und Schuhe, welche die Barfußbewegung am wenigsten einschränken, positiver beurteilt werden als andere (Walther 2003).

Aus klinischer Sicht erwiesen sich die daraus gewonnenen Erkenntnisse sowie deren Folgerungen für den Aufbau der Einlage (Materialien und Funktionselemente) als vorteilhaft bei der Behandlung. Sowohl akut, als auch bei der längerfristigen Verlaufskontrolle konnte bei der Mehrzahl der Fälle eine Verminderung des Beschwerdebildes beobachtet werden. Allerdings sind dies Anwendungsbeobachtungen. Der wissenschaftliche Nachweis der Therapie- und Präventionseffizienz einer individuell angepassten, funktionell-dynamisch begründeten Schuheinlagenversorgung auf der Basis von dynamischen plantaren Druckverteilungsmessungen steht derzeit noch aus.

Aus biomechanischer Sicht ist zudem wenig über den Unterschied in der Bewegungsausführung zwischen gesunden Läufern und Läufern mit Beschwerden bekannt (McClay 2000, Novacheck 1998b). Gründe dafür sind in den häufig ausschließlich mechanisch orientierten Forschungsansätzen innerhalb biomechanischer Studien zur Laufbewegung zu suchen. Dabei existiert eine große Diskrepanz zwischen rein biomechanischen Fragestellungen und medizinisch-klinischem Wissen. Obwohl sich die Medizin zunehmend biomechanischer Methoden bedient und die Biomechanik versucht, klinisches Wissen zu integrieren, wird eine engere Verknüpfung beider Bereiche nachhaltig gefordert (Enoka 2004, Kleissen et al. 1998, Novacheck 1998b). Die

unterschiedlichen Forschungsparadigmen werden von Kleissen 1998 am Beispiel des Einsatzes der Elektromyographie als Methode zur Bestimmung der Bewegungssteuerung aufgezeigt. Historisch ist der Einsatz der Elektromyographie hauptsächlich bei (elektro-) physiologischen Fragestellungen erfolgt, während die Biomechanik überwiegend mechanisch orientiert blieb (Kleissen et al. 1998). Bis heute behindern gegenseitige Vorbehalte beider Disziplinen entscheidende Erkenntnisgewinne. Insbesondere bei der Analyse der Auswirkungen von Modifikationen von Schuh- und Einlagenbedingungen liegt wenig funktionelles Wissen vor. Obwohl die Schuhindustrie große Forschungsanstrengungen unternommen hat, bleibt fraglich, ob der eng mechanisch gewählte Ansatz weiter erfolgsversprechend ist (Novacheck 1998b):

„... individuals change their movement pattern in complex ways in response to changes in their dynamic balance. This is undoubtedly under neurologic control. It certainly makes the documentation of improvement with alterations in footwear or in shoe orthotics difficult. Perhaps the vast clinical empiric evidence relating improvement of orthotic intervention is due to this type of adaptation!“

(Novacheck 1998b, 91)

Dagegen verfolgen andere Forschungsbereiche, wie beispielsweise Studien zur funktionellen Sprung- und Kniegelenksstabilität, seit langem funktionell-orientierte Forschungsparadigmen zur Integration von Mechanik und neuromuskulärer Bewegungssteuerung (Scheuffelen et al. 1993, Lephart et al. 1998, Bruhn & Gollhofer 2002).

Fortsetzend zum begrenzten Wissen über Zusammenhänge von Bewegungsausführung und Beschwerdeentstehung, ist folglich auch wenig Wissen über den Eingriff in die Bewegungsausführung durch Modifikationen am Interface Läufer / Untergrund durch Schuheinlagen vorhanden.

Es besteht kein Zweifel, dass eine große Anzahl an Publikationen über den Wert von Schuheinlagen vorliegt. Fraglich ist allerdings, wie valide die berichteten Ergebnisse und Generalisierungen aus diesen Studien sind. Aus diesem Grund untersuchte Pratt 2000 in einer Metaanalyse 40 Studien. Dabei wurde jede Arbeit angelehnt an Sackett et al. 1986 in die Qualitätsgrade A, B und C kategorisiert (Pratt 2000a, Sackett et al. 1986, Tab. 1, S.7). Lediglich eine Studie erreichte bei dieser Analyse Grad B. Einige wurden mit Grad C eingestuft und einige erreichten nicht einmal Sacketts Evidence-Level 5 (Pratt 2000a, Sackett et al. 1986). Ein solcher Mangel an qualitativ guten Studien ist nach Pratt nicht überraschend. Allerdings sei überraschend wie schnell Ergebnisse von schlecht kontrollierten Studien als Fakt akzeptiert werden und die klinische Praxis in dieser Folge angepasst wird. So haben Fallstudien zwar ihre Berechtigung, dürfen jedoch nicht als

Maßstab gelten. Level 1 Studien sind aufgrund der multivariaten Komplexität des Themenbereichs Schuheinlagen schwer realisierbar, der höchst möglich zu realisierende Evidenzlevel sollte aber angestrebt werden (Pratt 2000a).

Evidence level nach Sackett et al.	Qualitätsgrad nach Pratt	Folgerungen nach Pratt
1) Randomized trial with low rate of false-positive and low rate of false negative errors.	A: level 1 randomized trials	Publications carry a strong recommendation for clinical practice
2) Randomized trial with high rate of false-positive and false-negative errors.	B: level 2 randomized trials	Publications provide some support for clinical practice
3) Nonrandomized concurrent cohort comparison between contemporaneous patients – for example, controlled single-subject, pre-post, or matched case-control series.	C: level 3-5	Publications can be regarded as providing only clinical inference for the aim rather than sound scientific data. Grade C reports, by their very nature, carry a high risk of error, and so results must be interpreted cautiously.
4) Nonrandomized historical cohort comparisons – for example, nonexperimental studies, such as comparative and correlational descriptive and case studies		
5) Case series without controls – that is: case reports.		

Tab.1: Sackett’s level of evidence und Pratts Einteilung der Metaanalyse, geändert nach Pratt 2000a.

In einer weiteren aktuellen Übersicht zur biomechanischen Analyse der Effizienz von Schuheinlagen kommen Razeghi und Batt 2000 ebenfalls zu dem Ergebnis, dass wenig gut kontrollierte Studien existieren und insbesondere kontrollierte prospektive Studien nötig sind, um sowohl biomechanische Veränderungen durch Schuheinlagen als auch den klinischen Outcome sinnvoll erheben zu können (Razeghi & Batt 2000). In der Cochrane Library, als der reliablen Quelle für „evidence in healthcare“, finden Schuheinlagen in vier aktuellen Reviews Erwähnung. Grundsätzlich werden Studien zum präventiven wie therapeutischen Nutzen von Einlagen hinsichtlich der wissenschaftlichen Qualität als gering eingestuft.

Autoren	Titel der Cochrane Review	Schlussfolgerungen bezüglich Schuheinlagen
Crawford & Thomson 2003	Interventions for treating plantar heel pain	Keine Evidenz für die Vorteilhaftigkeit orthopädische Schuheinlagen gegenüber Stretching oder plantaren Fersenkissen. Gut kontrollierte randomisierte Studien sind nötig.
D’hont et al. 2003	Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome	Keine Evidenz für den Einsatz von Schuheinlagen zur Behandlung vorhanden. Gut kontrollierte randomisierte Studien sind angeraten.
Gillespie & Grant 2003	Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults	Schockabsorbierende Schuheinlagen reduzieren die Inzidenz von Ermüdungsfrakturen bei Athleten und militärischem Personal
Spencer 2003	Pressure relieving interventions for preventing and treating diabetic foot ulcers	Prävention von Kallusbildung durch Schuheinlagen nicht abschließend gesichert. Auch bezüglich der Ulkusbehandlung liegen nur qualitativ schlechte Studien vor.

Tab. 2: Aktuelle Reviews der Cochrane Library zu Schuheinlagen, publiziert als: Cochrane Reviews in The Cochrane Library 2003, Chichester, UK, John Wiley & Sons, Ltd..

Kontrollierte randomisierte Studien fehlen (Tab. 2). Wie beschrieben, können lediglich Stressreaktionen an knöchernen Strukturen des Unterschenkels mittels schockabsorbierender Schuheinlagen verhindert werden (Gillespie & Grant 2003).

Da zur Prävention und Behandlung von klassischen Überlastungsbeschwerden im Laufsport mit Schuheinlagen oder Schuhmodifikationen kaum brauchbare Studien existieren, ist folglich der wissenschaftliche Nachweis bisher nicht abschließend erbracht. So kommen auch aktuell Protagonisten der „Schuheinlagenforschung“ in hochrangigen Publikationsorganen zu hilflosen Schlussfolgerungen:

“... The results of this study also showed that subject specific reactions to the tested inserts were often not as expected. Additionally, reactions were not consistent between the subjects. **This result suggests that the prescription of inserts and/or orthotics is a difficult task** and that methods must be developed to test and assess these effects.

Nigg et al. 2003b

Das wissenschaftliche Feld der Schuheinlagenversorgung ist nach Borom und Clanton 2003 mit einer “pseudowissenschaftlichen Aura“ umgeben. Dies wird auf die wissenschaftlich unpräzise Terminologie, gegensätzliche Wirktherorien (siehe Kapitel 2), mangelnde Berücksichtigung individueller anatomischer wie funktioneller Variabilität und dem fehlenden Einsatz wissenschaftlich durchaus verfügbarer Methoden, um den Nutzen von Schuheinlagen zu evaluieren, zurückgeführt (Borom & Clanton 2003).

Da wenig Wissen in der Kette von beschwerdeauslösenden Faktoren über die Wirksamkeit von Einlagen und ihrer Einzelelemente bis hin zum Nachweis der Effektivität von Schuheinlagen hinsichtlich Prävention und Therapie vorliegt, ergeben sich mehrere Fragestellungen, die zur Klärung sowohl der Wirkung von Schuheinlagen, als auch der Effektivität einer Einlagenintervention nötig werden. Grundsätzlich sind demzufolge einzelne Wirkmechanismen von Einlagen auf das funktionelle Bewegungsmuster bisher nicht ausreichend erklärt.

Somit ist zunächst zu untersuchen, wie unterschiedlich konfigurierte Einlagen auf die Bewegung gesunder Läufer Einfluss nehmen (Wirkungsweise von Schuheinlagen). Im Weiteren ist zu analysieren, ob sich gesunde Läufer von Läufern mit Beschwerden hinsichtlich der Bewegungsausführung oder trainingspezifischer Parameter unterscheiden lassen. Dabei lassen sich möglicherweise prädisponierende Faktoren diskutieren, die evidenzbasiertere als die in der Literatur beschriebenen, Aussagen zulassen.

Darauf aufbauend stellen sich die Kernfragen nach dem präventiven wie therapeutischen Nutzen einer Schuheinlagenversorgung im Sport (Effektivität).

2 Beurteilung aktueller Konzepte der Schuheinlagenversorgung im Sport

2.1 Biomechanische Erklärungsansätze zur Wirkung von Schuheinlagen

Ob und wie Schuheinlagen wirken und das Bewegungssystem Mensch beeinflussen, wird mit teils gegensätzlichen Theorien beschrieben (Borom & Clanton 2003). In der Vergangenheit standen hauptsächlich mechanische Theorien im Vordergrund. Durch eine statisch-mechanische Optimierung der unteren Extremität sei eine positive Beeinflussung des Bewegungsmusters möglich. Beschwerdeentstehung wie –verringering seien die Folge dieser Optimierung (Gross & Napoli 1993, Hintermann & Nigg 1998, Kilmartin & Wallace 1994). Vor allem kinematische Analysen wurden zur Unterstützung dieser Theorien herangezogen (Nigg et al. 1986, 1993, 1998, Taunton et al. 1988). Aufgezeigte methodische Schwächen kinematischer Analysen stellen diese Erklärungsansätze zunehmend in Frage (Nigg et al. 1999, Reinschmidt et al. 1997, Stacoff et al. 2000b). Deshalb werden in jüngerer Zeit alternative Wirkmechanismen angenommen und neue Theorien entwickelt. Es werden zunehmend Einflüsse von Schuheinlagen auf sensomotorische Prozesse diskutiert, wobei experimentelle Studien bisher weitgehend fehlen (Cavanagh 1999, Nigg & Wakeling 2001b, Stacoff et al. 2000b). Im Folgenden werden mögliche mechanische und sensomotorische Wirkungsweisen und –mechanismen von Schuheinlagen dargestellt. Da der sensomotorisch-neuromuskuläre Ansatz erst am Ende der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts aufkam und wenig experimentelles Wissen vorhanden ist, werden grundlegende Studien mit verwandten Fragestellungen vorgestellt, die Hinweise auf sensomotorisch wirksame Prozesse durch Schuheinlagen liefern können.

2.1.1 Mechanischer Ansatz

In einer der ersten Studien zur mechanischen Wirksamkeit einer medialen Längsgewölbestütze untersuchten Nigg et al. 1986 mittels zweidimensionaler kinematischer Analyse verschiedene mediale Positionierungen von medialen Abstützungen. Das Ergebnis zeigte, dass mehr posterior verbaute Stützen sowohl die initiale, als auch die maximale Pronation gegenüber mehr anterior liegenden Stützen reduzieren (Nigg et al. 1986). Taunton et al. 1988 bestätigten diese Ergebnisse mittels ähnlichem Messsetup (Taunton et al. 1988). In Folge dieser ersten Untersuchungen wurde der Einfluss von Einlagen auf kinematische Messgrößen als gegeben angenommen. Weiterführende Studien zum Einfluss verschiedener Einlagenmaterialien, bei gleicher Formgebung, zeigten dass weiche Einlagen die größte Reduktion kinematischer Größen erzeugen. Harte Einlagen dagegen

können das Bewegungsausmaß des Fußes und der Tibia erhöhen. Die Veränderungen zeigen sich jedoch in sehr kleinem Rahmen und zudem sehr unsystematisch (Nigg et al. 1998). Die ausschließliche Betrachtung des Fußes und Unterschenkels mit den klassischen Messgrößen Rückfußwinkel, Achillessehnenwinkel, maximaler, initialer und totaler Pronation, etc. (vgl. dazu Nigg 1986), deren klinische Relevanz zu keiner Zeit eine systematische Bewertung erfuhr, erschienen allerdings bald als nicht ausreichend. Es wurden alternativ Veränderungen der Tibiabewegung analysiert und deren größere Aussagekraft postuliert (Cornwall & McPoil 1995).

Im Zuge technischer Weiterentwicklungen kinematischer Messsysteme wurden Schwächen zweidimensionaler Systeme deutlich. So können auf die Haut aufgeklebte Marker zur Abbildung von Segmentbewegungen leicht die erfasste Projektionsebene verlassen und damit Messergebnisse falsch darstellen. Interpretationen über- oder unterschätzen damit fehlerfortpflanzend Einflüsse von Einlagen erheblich (Eng & Pierrynowski 1994). Trotzdem ist die Einfachheit der zweidimensionalen videogestützten Messtechnik sehr attraktiv und wird bei Betrachtungen in der Sagitalebene weiter eingesetzt (Kappel-Bargas et al. 1998). Ähnliche Studien, die schon mit zweidimensionaler Messtechnik durchgeführt wurden, sind in der Folge dieser Diskussion mit dreidimensionalen Systemen wiederholt worden. So untersuchten Eng und Pierrynowski 1994 den Effekt weicher Schuheinlagen auf die dreidimensionale Kinematik beim Gehen und Laufen. Es zeigte sich, dass die Einlagen Bewegungen in der Sagitalebene nicht beeinflussen. In der Frontalebene wurde beim Gehen eine Reduktion des Bewegungsausmaßes des Sprunggelenks und des Knies durch Einlagen festgestellt. Dagegen erhöhten dieselben Einlagen Bewegungen im Knie bei höherer Geschwindigkeit (Laufen), wohingegen das Ausmaß des tibio-calcanealen Komplexes beim Laufen reduziert blieb (Eng & Pierrynowski 1994). Klinische Relevanz scheinen die Ergebnisse kaum zu bringen. Es wird lediglich angemerkt, dass eine rein statische Bewertung unzureichend für eine dynamische Versorgung mittels Einlagen ist (Eng & Pierrynowski 1994).

Dreidimensional erhobene kinematische Unterschiede zur Untersuchung möglicher klinischer Relevanz der Pronationsbewegung im oberen und unteren Sprunggelenk ergaben im Vergleich von „Überpronierern“ mit „Normalpersonen“ laut McClay und Manal 1998 eine größere Eversion des Calcaneus und eine erhöhten Knieflexion bei den Pronierern (McClay & Manal 1998).

Da, wie schon beschrieben, die klinische Relevanz einer Überpronation (deren Definition schon Fragen aufwirft) nicht vorliegt, ist der Sinn solcher Studien nicht klar erkennbar.

Klare Fortschritte der Messtechnik führten oft nicht zu qualitativ besseren Studien, sondern erhöhten vielmehr den unreflektierten Einsatz dieser Messtechnik. Zudem kam es auch mit dreidimensionalen Messsystemen zu gegensätzlichen Ergebnissen. So analysierten 2003 drei unterschiedliche Arbeitsgruppen in vier aktuellen Studien mit ähnlichen Messprotokollen kinematische und kinetische Veränderungen durch verschiedene Einlagen: Mündermann et al. 2003b konstatieren einer medial angehobenen (medial post) Einlage eine Reduktion der Calcaneus-Eversion, einem reduzierten Inversionsmoment im Sprunggelenk, einer erhöhten vertikalen Belastungsrate und einem erhöhten maximalen auswärtsrotierenden Moment im Kniegelenk. Gegensätzlich dazu verhielt sich eine an den statischen Fuß angepasste Einlage („molding“) ohne mediale Erhöhung. Diese Einlage führte zur Reduktion der vertikalen Belastungsrate und des Inversionsmomentes im Sprunggelenk. Dagegen erhöhten sich das maximale auswärtsrotierende Moment im Kniegelenk und die maximale Inversion des Rückfußes. Positive klinische Relevanz dieser Änderungen in die eine oder andere Richtung kann, da an Gesunden und akut untersucht, nicht gefolgert werden (Mündermann et al. 2003b).

Im Gegensatz dazu untersuchten Nester et al. 2003 ebenfalls medial abgestützte Einlagen in einer Gangsituation. Dabei konnte zwar ebenfalls eine reduzierte Pronationsbewegung festgestellt werden, allerdings blieben die Effekte auf Knie, Hüfte und Becken minimal (Nester et al. 2003). Bei beiden Studien sind die absoluten Effekte im Rückfußkomplex mit Winkeländerungen von 1-4° sehr gering. Da keine Angaben zur Reliabilität vorliegen, ist fraglich ob nicht Messtageffekte diese, für existent gehaltenen Wirkungen, überlagern.

In gleichem Maße kann die dritte Arbeitsgruppe nur sehr minimale Wirkungen nachweisen. Bei einer Kohorte von 11 Läuferinnen und Läufern, deren laufspezifische Beschwerdebilder mit einer medial angehobenen Einlage erfolgreich behandelt wurden, konnte keine Beeinflussung der Rückfußversion erreicht werden (Williams et al. 2003). Auch hier lag der intraindividuelle Effekt mit und ohne Einlagen deutlich höher als der Gruppeneffekt. Hier spielt möglicherweise auch die sehr geringe Fallzahl mit eine Rolle. Aus jeder der drei genannten Studien können keinesfalls klinisch relevante Erkenntnisse gewonnen werden.

Ebenfalls keine konsistenten und klinisch relevanten Unterschiede wurden in einer dreidimensionalen Analyse verschiedener Einlagentypen von Nigg et al. 2003b nachgewiesen. Sowohl in der Sagital- als auch der Frontalebene zeigte sich, dass intraindividuelle Unterschiede der Gelenkwinkel und –momente der unteren Extremität größer sind als die Unterschiede zwischen den verschiedenen Messkonditionen

(Einlagentypen) (Nigg et al. 2003b). Mit zusätzlicher Erfassung der plantaren Druckverteilung konnte jedoch bei lateraler Einlagenerhöhung ein mehr lateral verlaufender Center of Pressure (Druckschwerpunkt) festgestellt werden. Bei Innenranderrhöhungen an den Einlagen wurde diese Verlaufsverschiebung nicht analog nachgewiesen. Trotzdem scheint eine Beeinflussung des Center of Pressure Verlaufs mittels Einlagen möglich (Nigg et al. 2003b).

Weitere klassisch biomechanische Analysemethoden wie die Erfassung von Beschleunigungen an der proximalen Tibiakante wurden zur Beschreibung der Wirkung von Einlagen bei der symptomatischen Behandlung von Kniearthrose angewandt. So konnten mittels lateral erhöhten Einlagen eine laterale Verschiebung des Knies eingeschränkt werden. Gleichzeitig vermindern medial gestützte Einlagen einen medial gerichteten Schub des Knies. Somit seien zumindest bei beginnender Arthrose im lateralen bzw. medialen Knie jeweils entsprechende Einlagen angeraten, da zudem auch eine Beschwerdereduktion erzielt werden kann (Ogata et al. 1997). Aufbauend auf diese Erkenntnisse wurden lateral erhöhte Einlagen einer komplexen kinematischen und kinetischen Analyse unterzogen. So wurden durch das Tragen der Einlagen zwar keine kinematischen Veränderungen nachgewiesen, jedoch wurden Kniemomente im medialen Anteil des Knies reduziert (Crenshaw et al. 2000). Auch hier werden wieder uneindeutige Aussagen durch die kinematischen Betrachtungen deutlich. Vermutlich wurde auch deshalb in den 90er Jahren des letzten Jahrhunderts vermehrt auf invasivere Methoden zurückgegriffen. So konnten Kogler et al. 1999 in einer in vitro Studie mit einem Kraftaufnehmer um die Plantarfascie nachweisen, dass eine Erhöhung der Einlage im lateralen Vorfuß (Detorsionskeil) die Zugbelastung auf die Faszie reduziert. Eine mediale Erhöhung führt dagegen zu einer größeren Belastung. Erklärt wird dies mit einer Umverteilung der Belastung auf den äußeren Vorfuß. Die Blockierung des Calcaneo-Coboid-Gelenks hemmt in deren Folge eine zu starke Spannung der Plantaraponeurose (Kogler et al. 1999). Dies scheint ein echter Nachweis für die Wirksamkeit eines Detorsionskeils zu sein.

Da Beschleunigungsaufnehmer oberflächlich auf der Haut angebracht werden, ist unklar inwieweit wirkliche Beschleunigungen am Knochen erfasst werden. Aus diesem Grund wurden zur Messung der in vivo Belastung des Unterschenkel und ihre Veränderungen durch verschieden weiche Einlagen Beschleunigungsaufnehmer in die Tibia geschraubt (Ekenman et al. 2002). Die weicheren Einlagen reduzierten maximale Beschleunigungen gegenüber normalen Militärstiefeln in statistisch signifikantem Ausmaß. Die Reduktion

von Stressfrakturen durch diese Einlagen (vgl. Kapitel 1) wäre dadurch erklärt (Ekenman et al. 2002).

Das Problem oberflächlicher Marker auf der Haut betrifft in großem Maße auch die vorgestellten kinematischen Analysen. Konnten die ursprünglichen Probleme, wie das Nicht-Erfassen aller Projektionsebenen mit dreidimensionalen System gelöst werden, so bleibt dennoch die oberflächliche Betrachtung von Markern, die Segmentbewegungen repräsentieren sollen, kritisch. Speziell bei der Betrachtung von Wirkungsweisen unterschiedlicher Schuhe (Marker nicht einmal auf der Haut, sondern auf dem Schuh) und Einlagen kommt es deshalb zu erheblichen Fehleinschätzungen, auch mit sehr guten Messsystemen (Reinschmidt et al. 1997, Luchetti et al. 1998).

Aus diesem Grund wurden von einer internationalen Arbeitsgruppe aus der Schweiz, Schweden und Kanada wirkliche Segmentbewegungen der unteren Extremität zu erfassen versucht (Stacoff et al. 2000a, b, c, 2001). Dabei wurden 5 Personen unter Lokalanästhesie interkortikale Hofman-Pins in den Calcaneus und die Tibia eingesetzt. Zur freien Bewegung der Calcaneus-Pins wurden bei Messungen im Schuh Löcher in die Fersenkappe des Schuhs eingearbeitet (Abb. 1).

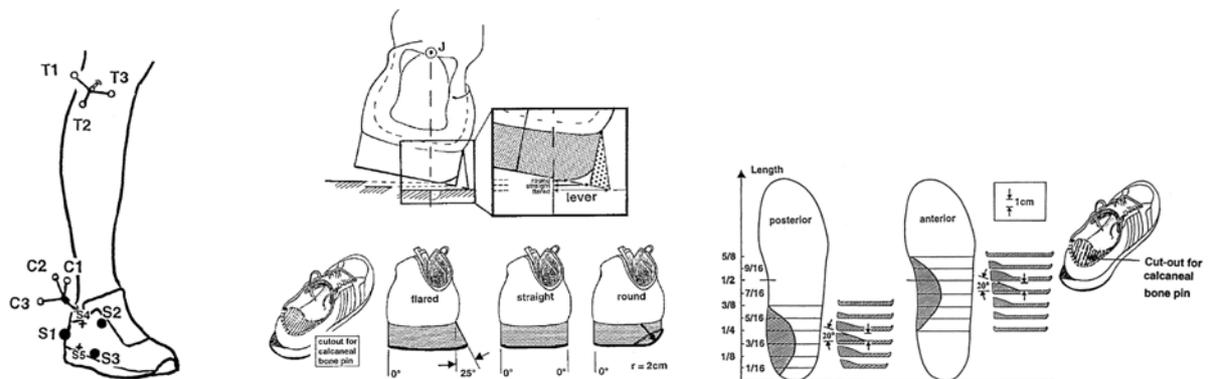


Abb. 1: Platzierung der Videomarker mittels Bone-Pins an der Tibia (T1-3), Calcaneus (C1-3) und Schuhmarker (S1-5), links (Stacoff et al. 2001, 313). Modifizierungen der Schuhbedingungen, Mitte (Stacoff et al. 2001, 313). Konfiguration der Einlagen, rechts (Stacoff et al. 2000b, 56).

Bei Gang- und Laufbelastungen wurden mit dreidimensionaler kinematischer Analyse (LOCAM, 200Hz) die Bewegungen von Calcaneus und Tibia, sowie deren Koppelung untersucht. Die Gang- und Laufbedingungen wurden jeweils variiert. Neben der Betrachtung des Unterschiedes von Barfußlauf und beschuhtem Lauf (Stacoff et al. 2000a) wurde die Bewegungskoppelung zwischen Tibia und Calcaneus im oberen Sprunggelenk (Stacoff et al. 2000c), unterschiedliche Schuhkonstruktionen (Stacoff et al. 2001), sowie der Effekt verschiedener Einlagen analysiert (Stacoff et al. 2000b) (Abb. 1). Es zeigte sich, dass Barfußlauf und beschuhter Lauf keine relevanten Unterschiede hervortreten lassen. Im Mittelwertsvergleich betrug der Unterschied der maximalen Calcaneuseversion 2°.

Dagegen traten intraindividuelle Unterschiede von bis zu 10° auf. Es wird gefolgert, dass durch diese in vivo Messungen, im Gegensatz zu bisher scheinbar nachgewiesenen Schuhbarfuß-Unterschieden, keine Differenzen in den Segmentbewegungen („at the bone level“) auftreten. Dies wird mit hautbasierten Markern in älteren Studien begründet und mache die in der Vergangenheit vorgenommene Überschätzung aufgrund externer Marker deutlich (Stacoff et al. 2000a).

Bei der Betrachtung der Bewegungskoppelung zwischen Tibia und Calcaneus kommen Stacoff et al. 2000c zu dem Schluss, dass diese Koppelung nicht kontinuierlich wie bei einem normalen Gelenk funktioniert. Zusammenhängende Bewegungen von Eversion des Calcaneus und gleichzeitiger Tibiainnenrotation erfolgt zu Beginn des Bodenkontaktes bei der Belastungsaufnahme. Inversion des Calcaneus sowie Außenrotation der Tibia passiert dann gegen Ende des Bodenkontaktes im Abdruck. Allerdings sind innerhalb der getesteten Personen beträchtliche individuelle Ausführungsbreiten zu beobachten, die keine allgemeine Aussagen zulassen (Stacoff et al. 2000c).

Unterschiedliche Schuhkonstruktionen mit ausgestellter Sohle, flacher Sohlenflanke und abgerundeter Außensohle konnten keine systematischen Veränderungen der Segmentbewegungen erzeugen (Abb. 1). Die Autoren denken, dass das Laufmuster nur schwer mit unterschiedlichen externen Interventionen wie Sohlenkonstruktionen zu beeinflussen ist. Bewegung werde durch einen „Central Pattern Generator“ kontrolliert und durch supraspinale Einflüsse durch afferentes Feedback moduliert (Prokop et al. 1995, Zernicke & Smith 1996). Dies äußere sich möglicherweise in einer angepassten muskulären Aktivität, die jedoch im beschriebenen Experiment nicht gemessen wurde (Stacoff et al. 2001).

In die gleiche Richtung weisen die Ergebnisse der Interventionen durch Einlagen. Demnach können medial gestützte Einlagen allein keine tibiocalcanealen Bewegungen beeinflussen (Abb. 1). Es scheint, als wäre es bei gesunden Bewegungsmustern unerheblich, welche mechanischen Veränderungen am Fuß vorgenommen werden. Die Skelettbewegung bleibt davon unbeeindruckt:

In conclusion, this in vivo study showed that medially placed orthoses did not substantially change tibio-calcaneal movement patterns during running of normal subjects.

(Stacoff et al. 2000b, 63)

Positive Effekte von Einlagen, wenn offensichtlich keine mechanischen Wirkungen vorliegen, seien demnach eher in der Deformation der Weichteilstrukturen zu suchen. Sensomotorische Effekte, oder wie von den Autoren nach derzeitiger Auffassung

begrifflich unpräzise verwendete, „propriozeptive“ Wirkungen seien demnach wahrscheinlicher (Stacoff et al. 2001b; zur Diskussion um die Begriffe Sensomotrik und Propriozeption sei an dieser Stelle auf Bruhn & Gollhofer 2001 verwiesen). Dies ist ein klarer Hinweis darauf, dass das Konzept der Skelettausrichtung neu überdacht werden muss (Nigg et al. 1999). Diese, methodisch gut durchgeführten, kinematischen Studien stellen rein mechanisch orientierte Wirkkonzepte deutlich in Frage.

Grundsätzlich dürfen jedoch kinematische Systeme nicht per se als nicht valide, nicht reliabel und in letzter Konsequenz als unpräzise eingeschätzt werden. Oftmals sind sie sehr hilfreich in der Analyse und Betrachtung sportlicher Bewegungen, insbesondere bei Fragestellungen der inversen Dynamik (Horita et al. 2002). Jedoch scheinen sie für die Analyse kleinräumiger Bewegungsänderungen mit nicht-invasiven Markern ungeeignet. Die Effekte von Einlagen auf das Bewegungsmuster können nur in sehr geringem Ausmaß und sehr kleinräumig angenommen werden. Alternative Messsysteme haben möglicherweise für diese Fragestellungen eine größere Aussagekraft.

2.1.2 Sensomotorisch-neuromuskulärer Ansatz

Da die Ausrichtung der Körperstatik mittels Schuheinlagen offensichtlich nicht in dem Maße möglich ist wie lange angenommen, entstanden gegen Ende des letzten Jahrhunderts neue Wirktheorien. Allgemein können die neuen Ansätze als „sensomotorisch“ bezeichnet werden. Grundlegende physiologische Prozesse werden in diese Theorien integriert und erste empirische Versuche wurden unternommen, um diesen Theorien eine wissenschaftliche Basis zu geben. Generell wird jüngst die reine Außensicht auf den Menschen verlassen und ein integrativeres Forschungsparadigma gewählt. Dabei wird der Fuß als „sensorisches Organ“ verstanden und vermehrt Fragestellungen verfolgt, welche Reaktionen der Bewegungssteuerung durch eine veränderte Schuh- und Einlagenversorgung hervorgerufen werden (Cavanagh 1999).

Der Fülle an kinematischen Studien stehen folglich nur sehr wenige neuromuskuläre Untersuchungen gegenüber. Nawoczenski & Ludewig 1999 untersuchten bei 12 Läufern mit statischen Fußfehlformen und vorliegenden Überlastungsbeschwerden den Einfluss semirigider Einlagen auf das EMG-Muster der unteren Extremität. Paarige t-Tests ergaben signifikante Veränderungen der RMS-Werte im Vergleich zur Laufbedingung ohne Einlage für den M. biceps femoris (Aktivität -11%) und den tibialis anterior (Aktivität +37,5%). Die anderen untersuchten Muskeln wie M. gastrocnemius medialis, M. vastus medialis und lateralis zeigten keine Anpassung ihrer Aktivität (Nawoczenski & Ludewig

1999). Unterschiede durch Einlagen in der Intensität der muskulären Aktivierung fanden Mündermann et al. 2003 durch Wavelet-Analyse des EMG-Signals. Bei der Wavelet-Analyse wird das EMG-Signal in unterschiedliche Frequenzbänder zerlegt und dann die Intensität des Signals in den einzelnen Frequenzbereichen analysiert. Vorteil bei dieser Analysemethodik ist im Unterschied zu herkömmlichen Frequenzanalysen, dass die Zeitkomponente nicht verloren geht (Nigg et al. 2001b). Allerdings sind die Einlageneffekte Bestandteil eines komplexen multivariaten und nicht mehr singular erklärbaren Modells, weshalb eine Interpretation unmöglich erscheint (Mündermann et al. 2003a). Ebenfalls mittels Wavelet-Analyse untersuchten Nigg et al. 2003 die EMG-Signale der unteren Extremität von 20 Läufern, die Testläufe mit verschiedenen weichen Einlagen absolvierten. Insbesondere Adaptationen der muskulären Aktivität scheinen kurz vor Bodenkontakt aufzutreten (Nigg et al. 2003b). Eindeutige Hinweise auf Anpassungen durch das Tragen von Einlagen können aus diesen Studien jedoch nicht abgeleitet werden. Oftmals wird die hohe intersubjektive Variabilität bei Einlageninterventionen als Grund für nicht-eindeutige Ergebnisse angeführt. Methodische Schwächen, wie die Durchführung mit meist gesunden Läufern, und eine unklare Beschreibung der Methodik lassen nur unzureichend verallgemeinerbare Schlussfolgerungen zu.

Aufgrund fehlender empirischer Erkenntnisse dominieren bis heute theoretische Überlegungen die alternativen Erklärungsansätze der Wirkungsweise von Schuheinlagen (Cavanagh 1999, Hylton & Allen 1997, Pratt 2000b). Bei der Ausführung und Anpassung von Bewegung ist der Mensch auf den Komplex aus peripherem Nervensystem mit seinen Sensoren (Afferenz), effektorischem Organ / motorischen Einheiten (Efferenz) und Zentralem Nervensystem (ZNS), also auf seine Sensomotorik angewiesen (Bruhn & Gollhofer 2001, Lephart et al. 2000). Verschaltungen auf Rückenmarksebene bilden einen ersten einfachen Regelkreis. Beispiele dafür sind monosynaptische Reflexe wie der Muskelspindelreflex. Mit der α - γ -Koaktivierung wird zusätzlich mit zentraler Unterstützung eine Nachregelung gewährleistet (Schmidt et al. 2000). Supraspinal sorgen vor allem das Kleinhirn und die Basalganglien für die Kontrolle der Motorik. Dort werden die über die Großhirnrinde eingehenden Afferenzen, in Bewegungsprogramme eingearbeitet, so die prinzipielle Vorstellung, welche dann im Kleinhirn moduliert werden und an die Motoneuronen des Rückenmarks weitergeleitet werden, bis schließlich die Muskulatur als Exekutionsorgan den Befehl ausführt (Betz et al. 1991, Schmidt et al. 2000).

Wichtig für die Analyse der unteren Extremität ist die Kenntnis über die spezielle Sensorik in diesem Bereich. Motorikrelevante Rezeptoren und Afferenzen, welche Input-Signale aufnehmen und an das zentralnervöse System weiterleiten, werden drei hauptsächlich Verortungen zugeordnet (Refshauge et al. 1995, Schulz et al. 1984): Nachgewiesen wurden Rezeptoren in Bändern und Gelenkkapseln, in den Muskeln und so genannte Hautrezeptoren. Speziell bei den Hautrezeptoren wurden mechanorezeptive Systeme nachgewiesen die Vibrationen (Meissner Korpuskel, Vater-Paccini Korpuskel) oder Normalkräfte (Merkel Zellen) registrieren und deshalb auch auf unterschiedliche äußere Reizcharakteristiken verschieden reagieren (Lynn et al. 1991, Martin et al. 1994, Rothwell 1994, Simonetti et al. 1998). Bei der Wahrnehmung von Bewegungen der unteren Extremität spielen alle Systeme eine Rolle, wobei nachgewiesen wurde, dass die Sensibilität am Fuß und an der Fußsohle weit größer ist als an proximaleren Regionen des Beines (Stevens & Choo 1996). Wird der Gesamtkörper betrachtet, so weisen neben dem Gesicht die Handflächen und die Fußsohlen das höchste Auflösungsvermögen an Hautrezeptoren auf (Abb. 2, Goldstein 1997, Dickhuth 2000). Zentral im sensorischen wie motorischen Rindenfeld des Gehirns ist der Fuß mit sehr großen Arealen repräsentiert, wie die bildliche Darstellung einzelner Körperabschnitte und ihrer motorischen wie sensorischen Repräsentation im Gehirn anhand des „Homunkulus“ verdeutlicht (Goldstein 1997, Abb. 2):

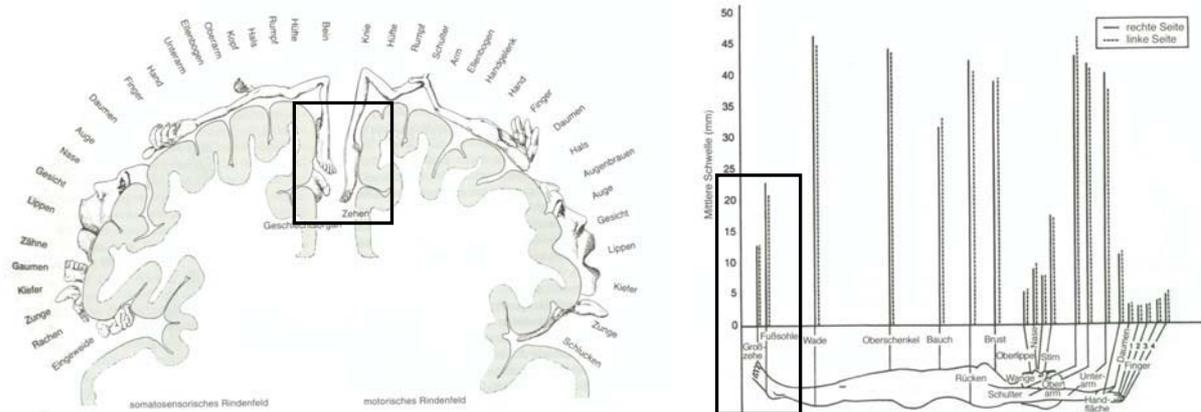


Abb. 2: Homunkulus nach Weinstein 1968: Zentrale Repräsentation des Fußes im sensorischen und motorischen Rindenfeld (links); Zweipunktschwelldiskrimination zur Verdeutlichung der Rezeptordichte am Fuß (rechts) (Goldstein 1997)

Die Sensibilität an der Fußsohle kann selbst bei Gesunden stark variieren. So kann davon ausgegangen werden, dass Personen die viel barfußlaufen eine höhere Sensibilitätsschwelle aufweisen als überwiegend Schuhe tragende Populationen. Mittels Semmes-Weinstein Monofilamenten und Untersuchungen der Zweipunktdiskrimination wiesen Kets et al. 1996 an Nepalesen im Vergleich zu einer nordamerikanischen Referenzgruppe, die mit

Sicherheit häufiger Schuhe tragen, höhere Sensibilitätsschwellen nach (Kets et al. 1996). Zudem ist innerhalb der plantaren Fläche des Fußes der Vorfuß sensibler als die Ferse (Kowalzik et al. 1996). Darüber hinaus wurde mit Vibrationsstimuli nachgewiesen, dass das mediale Gewölbe besonders sensitiv ist (Nurse & Nigg 1999). Im Lebenslauf nimmt die Sensibilität allerdings ab, was auf altersbedingte neurologische Veränderungen zurückgeführt wird (Mitchell & Mitchell 2000, Robbins et al. 1995). Es konnte außerdem nachgewiesen werden, dass altersbedingte Veränderungen der Sensitivität am Fuß im Vergleich zu anderen Körperregionen einer akzelerierten Dynamik unterliegen (Stevens & Choo 1996).

Wird die Fußsohle und in deren Folge die entsprechenden Rezeptoren artifiziell mittels Vibrationen stimuliert, erfolgt je nach Applikationsverortung eine gegenläufige Reaktion des gesamten Körpers. So wird beispielsweise bei einer Vibrationsstimulation der rechten Ferse eine Neigung des Körpers nach vorne und nach links induziert. Die Vibrationsstimulation erzeugt möglicherweise eine simulierte Druckerhöhung in diesem Bereich, was den gegenläufigen „whole-body tilt“ hervorruft (Kavounoudias et al. 1998). Diese gegenläufigen Ganzkörperkompensationen sind bei tatsächlicher Druckerhöhung an verschiedenen Fußbereichen durch plötzliche Rotation der Standfläche nach oben auf einer Kippplattform nachgewiesen (Chiang & Wu 1997). Aufgrund dieser Erkenntnisse bezeichnen Kavounoudias et al. 1998 die Fußsohle als „dynamometric map“. Räumlich ausdifferenzierte Stimulationen an der Fußsohle werden demnach differenziert dem Zentralnervensystem zugeführt und mit entsprechenden motorischen Kompensationen beantwortet (Aniss et al. 1992, Kavounoudias et al. 1998 & 1999). Es wird davon ausgegangen, dass die Rezeptoren während der Bewegung kontinuierlich gereizt werden und ständig Informationen über Bewegungsvorgänge liefern (Ribot-Ciscar et al. 1989). Diese Reize werden in reflexive Bewegungsprogramme eingearbeitet. Auf Ebene der Bewegungsexekution sind EMG-Antworten in der Folge von Störungen der posturalen Stabilität durch Stimulationen der Hautrezeptoren an der Fußsohle nachgewiesen (Seguin & Cooke 1983). Diese reflexiven Antworten können sowohl mono- wie polysynaptischen Regelungen unterliegen (Aniss et al. 1992, Berger et al. 1987, Dietz et al. 2002, Wu & Chiang 1997). In der Kontrolle der Stabilität während Stand, Gang und Lauf nehmen „load receptors“, zu denen die Rezeptoren der Haut ausdrücklich gehören, eine zentrale Regelungsfunktion wahr (Duysens et al. 2000).

Der Input dieser Rezeptoren wird spinal dem „Central Pattern Generator“ (CPG) zugeführt und dort verarbeitet². Das Konzept des CPG wurde am Tiermodell entwickelt und mittlerweile auf den Menschen erweitert (Berger et al. 1984, Dietz et al. 1995, 2000). Der CPG wird gleichzeitig von höheren Zentren (Hirnstamm) kontrolliert und aktiviert (Dietz 2003). Während des Gehens erfolgt ein Wechsel von reflexiver Anpassung an äußere Gegebenheiten und zentraler Einflussnahme auf das Bewegungsprogramm. Es wird vermutet, dass beispielsweise die Muster für Vorwärtslaufen und Rückwärtslaufen einem zentralen CPG-Programm unterliegen und je nach Modalität eine Phasenverschiebung erfolgt. Aufgrund externer Beobachtungen von kinematischen Mustern und Muskelaktivitätsmustern wird darauf geschlossen (Van Deursen et al. 1998b). Entsprechend schwierig ist die Erfassung dieser Steuerungsvorgänge durch indirekte Methoden, weshalb die Ereignisse in ihrer Komplexität bei weitem nicht vollständig geklärt sind (Dietz 2003).

Äußere Einflüsse auf diese sensomotorischen Regelungsprozesse alternieren die Steuerung beträchtlich. Kälte und Vereisung der Füße und ihrer Hautrezeptoren resultieren in einer deutlich schlechteren Kontrolle der posturalen Stabilität (Magnusson et al. 1990). Perry et al. 2000 schließen nach ähnlichen Experimenten auf einen großen Beitrag der plantaren Hautrezeptoren zur internen Repräsentation der posturalen Stabilität. Gleichzeitig detektieren die Mechanorezeptoren Gewichtstransfers innerhalb des Fußes bei Bodenkontakt. Da durch hochfrequente Stimuli höchstwahrscheinlich schnell adaptierende Einheiten wie die Paccini Korpuskel erreicht werden, ist zu vermuten, dass diese Einheiten zur Erfassung der Bodenkontaktübergänge wie dem initialen Bodenkontakt und dem Abdruck dienen, die zu einem Programmwechsel im CPG führen (Perry et al. 2000, Duysens et al 2000).

Die Wichtigkeit dieser Wahrnehmungssysteme zeigt sich am deutlichsten, wenn es zu Beeinträchtigungen innerhalb der Regelkreise kommt. Simoneau et al. 1994 konnten belegen, dass Ausfälle dieser Sensorik, hervorgerufen durch Polyneuropathien, eine schlechtere Stabilität im Stand zur Folge haben. Dies wurde an Patienten mit Diabetes Mellitus untersucht. Zusammen mit einer Kontrollgruppe wurden Diabetiker ohne Neuropathien der unteren Extremität und Diabetiker mit nachgewiesener eingeschränkter peripherer Sensorik mittels einer Bodenreaktionskraftplatte auf ihre Stabilitätseigenschaften hin untersucht. Die Tests umfassten Überprüfungen der Stabilität mit und ohne visuelle Kontrolle sowie mit unterschiedlicher Kopfhaltung (Beeinflussung

² Originalliteratur zum Paradigma des Central Pattern Generator: Grillner 1975.

des Vestibulärapparates). Die Patientengruppe mit eingeschränkter Sensorik wies ein statistisch signifikant schlechteres Stabilitätsvermögen als die anderen beiden Gruppen auf. Obwohl alle Rezeptorenklassen (Druckrezeptoren der Haut, Gelenkpropriozeptoren, Golgi-Sehnen-Apparate und Muskelspindeln) in diesem Test angesprochen wurden, schließen die Autoren dass selbst, wenn nur ein System durch die Neuropathie beeinträchtigt ist, dies die Gesamtleistung beträchtlich beeinflusst (Simoneau et al. 1994).

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Van Deursen et al. 1998a in einer Diabetikerstudie in der verschiedene Positionierungsaufgaben im Sprunggelenk unter EMG-Kontrolle der Beinmuskulatur zu absolvieren waren. Die Autoren spekulieren, dass eine enge Verschaltung der Hautrezeptoren mit zweigelenkigen Muskeln der Beine dazu führen, dass die Rezeptoren weniger auf kontinuierlicher Basis die Muskelaktivität der Beine beeinflussen, als vielmehr bei schnellen Adjustierungen aufgrund unerwarteter Störungen von außen zu Hilfe genommen werden (Van Deursen et al. 1998a). Bei extremer Schädigung kann nicht nur das Gangbild Veränderungen unterliegen, sondern es können auch Ulzera und Verbrennungen durch kaum mehr vorhandenes Druck- und Temperaturempfinden entstehen (Van Deursen & Simoneau 1999, Al-Qattan 2000).

Das älteste Schuheinlagenkonzept, das von rein statisch-mechanischen Wirkungen abwich, ist das aus den 40er Jahren des letzten Jahrhunderts stammende Konzept der so genannten „Aktiveinlagen“ nach Hans Spitzzy. Hierbei sollte insbesondere innerhalb der Versorgung des kindlichen Knick-Senk-Fuß durch eine Halbkugel aus Metall oder Holz unter dem Fußlängsgewölbe die intrinsische Fußmuskulatur stimuliert und gestärkt werden. Die traditionelle orthopädische Lehrmeinung beurteilt diese Konzeption jedoch als unrealistisch (Jäger & Wirth 1986). In der aktuellen Lehrmeinung bleibt das Konzept deshalb auch unerwähnt (Wirth 2001).

Das aktuell bekannteste Schuheinlagensystem, das sensomotorische Prozesse zu integrieren versucht, ist das „Stabilizing Pressure Input Orthosis Bracing System“ nach Cheryl Allen und Nancy Hylton. Dort soll die Generierung eines verstärkten taktilen sensorischen Feedbacks motorische Bewegungsabläufe insbesondere bei spastischen Kindern positiv beeinflussen:

„The functional improvements that we have seen ... is both direct deep pressure from contact with the skin, and increased internal soft-tissue pressure impacting both mechanical stability and pressure receptors. As the deep pressure receptors give more useable information to the proprioceptive feedback system, positional limb and body awareness is improved and the person is able to direct movement and specific muscle activation more precisely. ... This permits a slightly longer reaction time, and contains overshooting, so that the system has the possibility to become increasingly more predictable rather than less predictable.”

(Hylton & Allen 1997, 115)

Dieses ganzheitliche System geht über eine Einlagenversorgung hinaus und arbeitet zusätzlich mit Lycra®-Anzügen zur Stimulation der Haut am Gesamtkörper. Allerdings handelt es sich um hoch spekulative Annahmen, die keine Evidenzbasierung nachweisen können. Lediglich Anwendungsbeobachtungen sind beschrieben (Hylton & Allen 1997).

Ähnliche Wirkungen beschreibt Pratt 2000b bei seinem System der „Dynamic Foot Orthoses“. Hier soll der menschliche Körper nicht als passiver Empfänger äußerer mechanischer Reize aufgefasst werden, sondern als reaktive Einheit. Die Einlagen beruhen auf der Beeinflussungen des Muskeltonus („tone-influencing orthoses“) bei Spasmen. Die Kombination aus mechanischen Wirkungen (siehe 2.1.1) und Verstärkung des sensorischen Feedbacks soll Stand und „dynamische Balance“ verbessern (Pratt 2000b). Auch dieses Konzept basiert auf Anwendungsbeobachtungen und Versorgungsbeispielen. Experimentelle Daten liegen nicht vor.

Das mit Daten vermutlich am besten gestützte Paradigma zur Wichtigkeit plantarer sensorischer Einflüsse stammt von der Arbeitsgruppe um Robbins und Hanna 1989. Untersuchungen zu unterschiedlicher Sensitivität in bestimmten Fußregionen kommen zu dem Schluss, dass unter Belastung im Stand eine höhere Sensibilität auf der Innenseite des Fußes (MFK 1, Großzehe, mediales Gewölbe) auf natürlichen Untergründen zu einer Gewichtsverlagerung auf die laterale Seite des Fußes führt. Gleichzeitig findet ein Transfer der Belastung von der Plantarfascie auf die intrinsischen Fußmuskeln statt. Moderne Sportschuhe, so die Vermutung der Autoren, seien dagegen nicht in der Lage dieses Feedback zu generieren (Robbins & Hanna 1989).

Das Thema ungenügenden Feedbacks durch zu weiche Zwischensohlen herkömmlicher Sportschuhe zieht sich durch sämtliche Publikationen dieser Arbeitsgruppe. Taktile Reize der Fußsohle würden zu stark abgedämpft, so dass dem Körper wichtige Informationen vorenthalten würden (Robbins & Gouw 1990).

Untermuert werden diese ursprünglichen Thesen mit später gewonnenen empirischen Befunden: So konnte nachgewiesen werden, dass die Balanceleistung auf einem Schwebebalken bei 25 gesunden älteren Probanden (Alter >60 Jahre) mit einem weichen Laufschuh mit dicker Zwischensohle statistisch signifikant schlechter war als mit einem Schuh mit dünner und harter Zwischensohle, zusätzlich korrelierte eine schlechte Balanceleistung mit einem höheren Alter. Nicht unerwähnt soll bleiben, dass die älteren Probanden barfuß eine schlechtere Balance aufwiesen als in Schuhen. Allerdings in einem weichen Schuh wiederum schlechter als in einem harten Schuh (Robbins et al. 1992).

In einem weitergehenden Experiment wurde bei jungen (Mittelwert: 30 Jahre) wie älteren Probanden (Mittelwert: 73 Jahre) unter dem Verlust der visuellen Sensorik auf schiefen Ebenen der Positionssinn im Sprunggelenk untersucht. Auch hier kam es zu deutlich schlechteren Ergebnissen in Schuhen mit weicher Zwischensohle. Die jüngeren Probanden zeigten erneut bessere Leistungen als die älteren Probanden (Robbins et al. 1995). Bestätigt wurden diese Ergebnisse nochmals mit einem Versuch dieser Probanden mit Stabilitätsleistungen auf einem Schwebebalken (Robbins et al. 1997b, vgl. Robbins et al. 1992). Aufbauend auf diesen Ergebnissen wurde der Einfluss unterschiedlich harter Polymerschäumuntergründe auf die Balance und auf die vertikalen Bodenreaktionskräfte untersucht. Zwölf gesunde Männer stiegen von einer geringen Stufe (4,5cm) auf eine Kraftmessplatte, die mit unterschiedlich harten Schaummatten belegt war. Die Schaummatten waren vom Material vergleichbar mit Zwischensohlen herkömmlicher Laufschuhe. Hier resultierten die weichen Materialien in einer höheren vertikalen Kraftspitze als härtere Polymerschäume. Auf dem weichsten Material boten die Probanden auch die schlechteste Stabilität im Einbeinstand. Die Tatsache, dass die Probanden auf weichen Materialien hohe vertikale Kraftimpulse erzeugen, wird mit dem Bedürfnis nach erhöhter Stabilität, so die Argumentation der Autoren, auf weicher Unterlage interpretiert. Harte Unterlagen erzwingen keinen erhöhten Stabilitätsaufwand, weswegen auch die Bodenreaktionskraft gering bleibt. Auch hier wird gefolgert, dass Laufschuhe wie sie aktuell gebaut werden, möglicherweise zu weich sind und optimale Landestrategien nicht zulassen (Robbins 1997a).

Zudem weisen viele Freizeitläufer, obwohl nicht symptomatisch, messbare periphere neurologische Defizite auf. Erklärt wird dies mit möglicherweise rezidivierenden Schädigungen der sensorischen Nervenfasern der Füße durch das Laufen (Dyck et al. 1987). Die „sensorisch-isolierenden“ Effekte weicher Polymerzwischensohlen von Laufschuhen mögen zu diesem Problem beitragen (Robbins et al. 1993). Wünschenswert wäre hier eine prospektive Untersuchung dieser Aspekte. Leider liegen solche Daten bisher nicht vor.

Genauere Untersuchungen welche Mechanismen bei der Kontrolle der posturalen Stabilität durch unterschiedliche Schaumuntergründe angesprochen werden, wurden von Chiang und Wu 1997 vorgenommen: 15 gesunde Probanden wurden auf einer Rotationsplattform (OSG im Lot mit der Rotationsachse der Plattform) mit Hebungen der Zehen (Amplitude: 8° oder 10°) bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s konfrontiert. Die Plattform war jeweils mit unterschiedlichen Polyurethanschaummatten belegt. Gemessen wurde mit

Goniometern Veränderungen im Sprunggelenkwinkel, die plantare Druckverteilung mit einem Innenschuhmesssystem (Novel pedar®) und die muskuläre Aktivität per EMG des M. tibialis anterior und M. gastrocnemius lateralis. Während der Plattformrotationen nach oben stieg der maximale Druck im Vorfuß an und reduzierte sich im Rückfuß. Auf weicherem (und dickerem) Untergrund sanken die Druckwerte insgesamt unter Vor- und Rückfuß. Dagegen blieb die Druckverteilung im Mittelfuß unverändert. Der OSG-Winkel war bei allen Oberflächenbedingungen für die ersten 80ms nahezu unverändert. Danach wies bei harter Unterlage das OSG eine größere Auslenkung ($\sim 1^\circ$) auf. Gegen Ende der Plattformbewegung (~ 230 ms) glichen sich die OSG-Winkel wieder an. Die Muskelaktivität des M. gastrocnemius zeigte eine „short-latency response“ (~ 50 - 52 ms nach Start der Plattformauslenkung) und eine „medium-latency response“, welche auf weichem Untergrund im Vergleich zu harter Oberfläche verspätet auftrat (hart: ~ 91 ms; weich: ~ 97 - 99 ms). Genauso verhielt es sich mit der im M. tibialis anterior auftretenden „late-latency response“. Diese trat auf weichem Untergrund statistisch signifikant später auf (~ 149 ms) als auf hartem Untergrund (~ 142 ms).

Die Autoren schließen aufgrund der ähnlichen Zeitpunkte des Auftritts der „short-latency response“, dass der Stretch-Reflex monosynaptischer Natur keine Beeinflussung durch die unterschiedlichen Standmaterialien erfährt. Dies würde bedeuten, dass die Muskelspindeln als sensorische Afferenz für den Stretch-Reflex, nicht beeinflusst werden (Chiang & Wu 1997). Da jedoch die plantaren Druckwerte durch das Material der Standfläche verändert wurden, könnten für die relevanten motorischen Kompensationen (Unterschiede im EMG) die Informationen der Mechanorezeptoren der Fußsohlen von entscheidender Bedeutung sein. Gleichzeitig könnten die Gelenkrezeptoren, die Positionsveränderungen des OSG detektieren, an diesem Mechanismus beteiligt sein (Chiang & Wu 1997). In wieweit diese sehr experimentellen Erkenntnisse auf natürliche sportliche Bewegungen zu übertragen sind bleibt offen. Das somatosensorische System des Fußes scheint jedoch bei Variationen des Interfaces zum Untergrund von Bedeutung zu sein.

Ein weiterer Hinweis dafür mag das Ergebnis einer aktuellen Untersuchung zur Präzision von Inversionspositionen des USG sein. Es wurde analysiert, dass gesunde Fußballspielerinnen in Schuhen mit Einlagen mit rauer Oberfläche Inversionspositionen genauer detektieren als mit Einlagen mit glatter Oberfläche (Waddington & Adams 2003).

Maki et al. 1999 untersuchten bei älteren Probanden mit nachgewiesener beeinträchtigter peripherer Sensorik an der Fußsohle die Beeinflussung der Stabilität im Stand durch spezielle Einlagen mit einem erhöhten Ring („tubing boundaries“) am Rand der plantaren Belastungsfläche (Abb. 3):

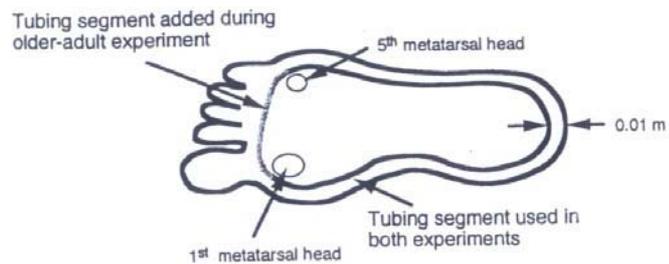


Abb. 3: „Tubing boundaries“ im Experiment von Maki et al. 1999, M282.

Nach der Hypothese der Autoren wird dadurch die Empfindung über die Grenzen der Standflächen verstärkt und eine bessere posturale Stabilität erreicht. Tatsächlich konnten bei vielfältigen Irritationen der Standfläche (laterale, anterior-posteriore, vertikale Auslenkung) beim Tragen der Einlagen im Vergleich zu einer Kontrollkondition weniger Kompensationsreaktionen festgestellt werden (Maki et al. 1999).

Nicht nur im Sport, sondern auch in der Altersforschung können die genannten Erkenntnisse Beiträge zu optimierten Interventionen leisten, um beispielsweise Sturzunfälle zu verhindern. Interessant bleibt bei diesen externen Interventionen am Interface von Fuß und Untergrund die Frage nach möglichen Bewegungsmodulationen. Um Änderungen der efferenten Reaktion hervorzurufen, wurde mehrfach die Wirksamkeit externer Beeinflussungen des sensorischen Inputs durch Applikationen auf der Haut oder durch sensomotorisches Training untersucht und nachgewiesen. Vor allem für das Sprunggelenk wurde gezeigt, dass sensorischer Input durchaus die neuronale Aktivierung modulieren kann (Scheuffelen et al. 1993, DeClerq 1997, Lephart et al. 1998, Lohrer et al. 1999, Refshauge et al. 2000). Insbesondere die längerfristige Modulation dieser Reflexreaktionen durch externe Maßnahmen wie (sensomotorisches) Training ist dabei zu beachten (Gollhofer 2003).

Das Tragen von Einlagen könnte damit durchaus längerfristige Effekte der Bewegungsmodulation hervorrufen. Allerdings zeigen sich voraussichtlich sehr unterschiedliche Ausmaße im Adaptionverhalten. Obwohl weitestgehend unklar ist, wie genau diese Regelkreise moduliert werden, nimmt Nigg et al. 1999 an, dass dies von der individuellen Signalverarbeitung jedes Einzelnen abhängt. Individuen mit gleichen Sensibilitätsraten und rezeptiven Schwellenwerten sollen mit einer ähnlichen Bewegungsstrategie auf einen von außen applizierten, sensorischen Input reagieren. Bezogen auf äußere Interventionen am Fuß durch Schuhe oder Einlagen würde dies bedeuten, dass nicht jeder auf eine Einlage gleich reagiert und somit auch der

Behandlungserfolg oder die präventive Wirkung unterschiedlich ausfallen muss (Nigg et al. 1999). Diese Annahmen bewegen sich jedoch auf rein spekulativer Ebene und ein klarer Nachweis ist hier noch nicht geführt. Ein erster Schritt in diese Richtung könnte die systematische Erfassung neuromuskulärer Veränderungen durch das Tragen von Einlagen (akut und im längerfristigen Verlauf) bieten. Solche Daten sind bisher in der Literatur nicht bekannt. Klar ist, dass eine Analyse des Bewegungsablaufs oder die Evaluation einer Einlagenintervention durch rein mechanistische Modelle heute als nicht mehr ausreichend angesehen werden kann.

2.2 Die biomechanische und medizinisch-epidemiologische Beurteilung der Effektivität einer Schuheinlagenversorgung in Prävention und Rehabilitation

In der Literatur sind verschiedene Untersuchungen und Designs beschrieben, um die Effektivität einer Einlagenversorgung zu überprüfen. Dies reicht nach Grimes & Schulz 2002 von Fallstudien (Case-Reports) bis hin zu randomisierten kontrollierten Studien (Randomized-controlled trials). Beginnend mit der niedrigsten „Quality of Evidence“-Stufe, den Case-Reports, bis zur höchsten Qualitätsstufe, den Randomised Controlled Trials wird der Forschungsstand dargestellt:

McPoil und Cornwall 1991 untersuchten bei einer 20-jährigen Patientin mit einer Historie tibialer und metatarsaler Ermüdungsfrakturen das Dämpfungsverhalten einer rigiden gegenüber einer weichen Schuheinlage. Mittels plantarer In-Schuh-Messung konnten deutlich niedrigere Kraft-Zeit-Integrale während des Abrollvorgangs beim Tragen der weichen Einlage gemessen werden. Daraus wird geschlossen, dass weiche Einlagen bei Ermüdungsfrakturen vorteilhaft sind (McPoil & Cornwall 1991). Allerdings wurde nicht im Längsschnitt ein langfristiger Effekt untersucht (vgl. Ekenman et al. 2002, Gillespie & Grant 2003). Bei der Fallanalyse eines 40-jährigen Triathleten mit nach einem Wettkampf auftretender Plantarfasciitis extrahieren Wilk et al. 2000 das Schuhwerk als beschwerdemitauslösenden Faktor. Nach Kontrolle der Trainingsgewohnheiten und anthropometrischer Merkmale bleiben für die Autoren die qualitativ schlecht hergestellten Laufschuhe (Fersenkappe in Eversionsstellung) ein Hauptgrund für die Beschwerdeentstehung. Durch Kontrolle der Schuhversorgung können demnach Beschwerden verhindert werden (Wilk et al. 2000). Die Verbesserung der Schmerzsymptomatik war für Ivanic et al. 2000 maßgebliches Behandlungsziel bei der Therapie zweier Patienten mit posttraumatischer Metatarsalgie. Dort konnte mit einer Einlage mit eingebauter Schmetterlingsrolle und Versteifung des Vorfußes in beiden Fällen

nach 2 bzw. 6 Monaten völlige Schmerzfreiheit erzielt werden (Ivanic et al. 2000). Eine weitere Anwendungsbeobachtung zeigte, dass bei einem 26-jährigen Läufer der Wechsel auf hartes Schuhwerk eindeutig mit dem Auftreten einer Ermüdungsfraktur in Verbindung zu bringen ist (Burgess & Ryan 1985).

Die ersten größeren Studien zur Effektivität der Einlagenversorgung bei laufspezifischen Beschwerden untersuchten retrospektiv eine Beschwerdebesserung. Dabei wird von James et al. 1978 eine positive Ansprechrate von 78% berichtet (James et al. 1978). Unterteilt in verschiedene Beschwerdebilder berichtet D'Ambrosia 1985 ebenfalls nach retrospektiver Analyse bei einer Kohorte von 200 Läufern von einer Beschwerdebesserung bei 25% bis 90% der Verletzungsfälle (D'Ambrosia 1985). Mittels eines ähnlichen Fragebogens erhoben sowohl Blake und Denton 1985 als auch Donatelli et al. 1988 bei rund 180 Läufern eine Beschwerdeänderung mittels verschiedener Einlagenkonzepte und berichten bei 70 % bzw. 90 % der Läufer von einer Beschwerdebesserung durch das Tragen von Einlagen. Bei wesentlich geringerer Fallzahl (n=50) und trotzdem noch vorgenommener Untergruppierung der Probanden nach spezifischen Beschwerdebildern kommt Lohrer 1989 mittels Einlagentherapie in 76% der Fälle zu sehr guten und guten Ergebnissen. Lediglich bei 20% der Läufer trat nur eine mäßige Besserung auf und bei 4% konnte kein Effekt nachgewiesen werden (Lohrer 1989). Allerdings wurden bei einem Teil der Patienten zusätzliche Therapien vorgenommen, so dass eine positive Bewertung nicht ausschließlich auf die Einlagentherapie bezogen werden darf. Ebenso wurden keine Kontrollgruppen in die Studiendesigns integriert.

Mittels „flexibler“ Einlagen konnten Gross et al. 1991 bei 75% (n=347) aller behandelten Läufer eine vollständige Beschwerdebeseitigung, oder zumindest eine große Verminderung der Beschwerden feststellen (Gross et al. 1991). Problematisch ist in dieser Studie die Klassifizierung der Beschwerden zu werten. So werden die Patienten neben klassischen Überlastungsbeschwerden (Patellofemorales Schmerzsyndrom, Tendinitis der Achillessehne, Shin Splints, etc.) auch Problemen, die von vermehrter Pronation oder Beinlängendifferenzen herrühren, zugeordnet. Die beiden letztgenannten Kategorien bedingen allerdings nicht per se eine Beschwerdeausslösung (siehe Kapitel 1, Borom & Clanton 2003, Donatelli et al. 1999). Saggini et al. 1996 konnten bei Patienten mit myofaszialem Schmerzsyndrom des M. peroneus longus mittels funktionellen Schuheinlagen gegenüber einem reinen Beinlängenausgleich mittels Fersenkeil, ein positiveres Ergebnis hinsichtlich einer Reduktion der Beschwerden erzielen. Durch eine Therapie mit semiflexiblen Einlagen konnten Saxena und Haddad 2003 retrospektiv

nachweisen, dass bei einem Kollektiv von 102 Läufern mit patellofemoralem Schmerzsyndrom 76,5% eine Verbesserung der Symptomatik berichten und 2% keine Symptome mehr aufweisen (Saxena & Haddad 2003). Allerdings sind hier Begleittherapien und der exakte Beobachtungszeitraum nicht detailliert beschrieben.

Ähnlich positive Therapieergebnisse bei symptomatischen Fußfehlstellungen konnten Al-Fahel et al. 1997 prospektiv nachweisen. Dabei wurden 140 Patienten mit Einlagen therapiert. Nach einem Behandlungszeitraum von drei bis zwölf Monaten wurden 76% der Füße exzellent, 18% gut und 6% von den Untersuchern als schlecht klassifiziert (Al-Fahel 1997). In einer prospektiven randomisierten Studie, allerdings ohne Kontrollgruppe, versorgten Kelly und Winson 1998 Patienten mit erstmals aufgetretener und geringfügig ausgeprägter Metatarsalgie mit zwei verschiedenen Einlagenkonzepten (Silikonmaterial vs. Plastazote). Dabei konnte bei der Mehrzahl der Patienten (n=33), durch eine visuelle Analogskala erhoben, der Schmerz reduziert werden. Die Plastazoteeinlagen scheinen darüber hinaus gegenüber Silikonkonstruktionen effektiver zu sein (Kelly & Winson 1998).

Wenige gut kontrollierte Studien zur Effektivität von Schuheinlagen existieren bei Beschwerden außerhalb laufspezifischer Problematiken. So untersuchten Davies et al. 2000 Veränderungen des Gesundheitsstatus (Fragebogeninstrument: SF-36) von Diabetikern durch eine Einlagentherapie. Sie konnten wesentliche Verbesserungen des physischen wie psychischen Gesundheitszustandes nach einer Therapie von zwölf Monaten nachweisen und empfehlen die Einlagentherapie als integralen Therapiebaustein bei Diabetikern (Davies et al. 2000).

Eine gut kontrollierte randomisierte Studie bei Hallux-Valgus-Beschwerden zum Vergleich einer Einlagentherapie gegenüber operativer Korrektur und abwartender Haltung (Kontrollgruppe) kommt zu dem Schluss, dass eine Operation die beste Langzeiteffektivität besitzt (Torkki et al. 2001). Dabei wurden 211 Patienten den genannten 3 Gruppen zugeordnet und nach sechs und zwölf Monaten reevaluiert. Mittels visueller Analogskalen und eines Funktionalitätsscore der American Foot and Ankle Society wurden die Therapieergebnisse quantifiziert. Nach 6 Monaten war die Beschwerdesymptomatik bei der OP- und der Einlagen-Gruppe gegenüber der Kontrollgruppe statistisch signifikant verbessert. Nach 12 Monaten war auch ein Unterschied zwischen den Operierten und den Einlagenträgern sichtbar. Die Autoren folgern eine bessere Langzeiteffektivität der operativen Therapie, wenngleich die

wesentlich höheren Kosten gegenüber der Einlage beachtet werden müssen (Torkki et al. 2001).

Hauptzielkriterium all dieser Studien war, ob die Einlagentherapie eine Schmerzreduktion bei den Patienten herbeiführt. Dies wird allerdings auf sehr unterschiedliche Weise untersucht. Die eingesetzten Methodiken reichen von validierten Schmerzfragebögen über visuelle Analogskalen bis hin zu einfachen Fragen, ob die Beschwerden besser geworden sind. Problematisch ist zudem vor allem bei älteren Studien die retrospektive Datenerfassung (James et al. 1978, D' Ambrosia 1985, Donatelli et al. 1988). Die retrospektive Aufarbeitung von Verletzungs- und Heilungsverläufen ist gegenüber prospektiver Erfassung in Bezug auf Kontrollmöglichkeit und wissenschaftlicher Aussagekraft klar unterlegen (Gabbe et al. 2003). Bei vielen Studien ist zudem wenig über zusätzliche Begleittherapien bekannt.

Neben dem retrospektiven Charakter vieler Studien sind geringe Fallzahlen ein weiteres gravierendes Problem bei vielen Studien. So werden bei Lohrer 1989 nur 55 Patienten unkontrolliert in 6 Beschwerdegruppen unterteilt. Anschließend wird die Effektivität einer Einlagentherapie beschwerdespezifisch diskutiert (Lohrer 1989). Dies ist weder fachlich noch statistisch zu begründen. Auch die prospektiven Studien haben große Mängel wie das Nichtvorliegen einer Kontrollgruppe (Sobel et al. 2001). Die einzig sinnvoll durchgeführte Studie scheint die von Torkki et al. 2001 zu sein. Dort wurde im Kontrollgruppenvergleich prospektiv mit validierten Fragebögen Interventionen bei symptomatischem Hallux valgus miteinander verglichen (Torkki et al. 2001).

In jüngerer Zeit wurden zudem Studien durchgeführt, welche beim Tragen der Einlagen die Beurteilung des Komforts der Träger untersuchen (Nigg et al. 1999). Dort wurden Instrumente (Visuelle Analogskalen) zur Beschreibung der Bequemlichkeit und des Komforts beim Gehen und Laufen mit und ohne Einlagen entwickelt (Miller et al. 2000, Mündermann et al. 2001, 2002) Teilweise werden diese Komfortbewertungen in statistisch fragwürdigen Modellen biomechanischen Merkmalen zugeordnet (Mündermann 2003a). Da bisher keine Studien an Patienten durchgeführt wurden, bleibt der Nutzen dieser Untersuchungen unklar.

Trotz der vielen, wissenschaftlichen Kriterien nicht standhaltenden, Studien wird in sehr vielen Übersichtsarbeiten zur Entstehung und Behandlung von laufspezifischen Beschwerden die Effektivität einer Einlagenversorgung herausgestellt (Fredericson 1996, Gross & Napoli 1993, McKenzie et al. 1985, Tomaro & Butterfield 1995, Van Mechelen 1992). Dort wurde auch per se davon ausgegangen, dass eine präventive Versorgung ihre

Berechtigung hat. Es scheint, als wurde vor allem in der Vergangenheit sehr unkritisch mit publizierten Originaldaten umgegangen. Dies hatte zur Folge, dass es über die Zeit Allgemeingut wurde, eine Einlagenbehandlung grundsätzlich als positiv zu bewerten. Noch heute werden Reviews oder klassische Studien wie die von Donatelli et al. 1988 oder D'Ambrosia 1985 zitiert um eine Einlagenversorgung als wirksame Maßnahme zu begründen (Mündermann et al. 2003a). Es wird sogar von „Evidence“ für ihre Effektivität gesprochen (Nester et al. 2003).

Lediglich neuere Reviews sehen die Einlagentherapie sehr kritisch und fordern aufgrund der fehlenden wissenschaftlich fundierten Daten kontrollierte Studien zur Klärung der Effektivität der therapeutischen wie präventiven Einlagenversorgung (Borom & Clanton 2003, D'hondt et al. 2003, MacLean 2001, Pratt 2000a, Razeghi & Batt 2000, Yeung & Yeung 2001, 2003).

2.3 Forschungsparadigma - wissenschaftliche Fragestellungen

Die Fragen wie Schuheinlagen wirken und ob sie eine effektive Intervention zur Prävention oder Therapie von Beschwerden sind, sollten einem integrativen Forschungsparadigma folgend beantwortet werden. Eine vielfach vorgenommene singuläre Betrachtung brachte in der Vergangenheit wie gezeigt keine eindeutige Klärung (Novacheck 1998b). Wichtig ist die methodische Anlage und Konzeption einer solchen Studie.

Untersuchungen zu diesem Themenkomplex müssen zunächst einen hohen Evidenzlevel aufweisen, um klare Aussagen zu garantieren. Dies ist nur mit prospektiven randomisierten und kontrollierten Studien zu erreichen (Novacheck 1998b, Pratt 2000a). Randomisiert bedeutet, dass der Faktor Einlage nach dem Zufallsprinzip den Probanden zugeteilt werden muss. Kontrolliert bedeutet eine für das gleiche Untersuchungsdesign rekrutierte, unbehandelte Gruppe zu integrieren (Grimes & Schulz 2002). Verblindungen oder eine Placebokontrolle scheinen im Falle von Schuheinlageninterventionen, die individuell gefertigt werden, kaum realisierbar. Selbst bei einer „Nulleinlage“ ohne spezielle Funktionsabsichten, können Effekte nicht ausgeschlossen werden, da das Interface Fuß-Untergrund immer eine Veränderung erfährt. Läufern ist verblindet nicht zu vermitteln, dass sie eine Veränderung oder im anderen Fall keine Veränderung der Schuhversorgung erhalten, ohne dass dies bemerkt würde.

Zur Analyse der Wirkung von Einlagen wird ein biomechanisches Messsetup notwendig, das wichtigen Aspekten der Bewegung Rechnung trägt. Es konnte gezeigt werden, dass

eine kinematische Analyse bei der speziellen Fragestellung veränderter Einlagenbedingungen eingeschränkte Validität besitzt (Reinschmidt et al. 1997, Stacoff et al. 2000a, b, c, 2001). Möglicherweise sind statische Merkmale oder dynamische Segmentbewegungen weit weniger relevant als bisher in der Literatur angenommen (Nigg et al. 1999, Nigg 2001a). Zudem ist wenig über die Prävalenz prädisponierender Fußstellungen oder Fußformen bekannt. Vermutlich ist auch dies kein primär wichtiger Faktor, wenn es um die Entstehung von Beschwerden oder die Reaktion auf eine Einlagenintervention geht (Nigg et al. 1999, Wen et al. 1997).

Die Betrachtung des Fußes als Verbindungsglied zwischen Mensch und Umwelt bleibt jedoch zentraler Punkt (Chan & Rudins 1994). Quantitative Erfassungen **dynamischer** Veränderungen an dem Interface Fuß-Untergrund werden durch plantare Druckverteilungsmessungen möglich (Fuller 1999). Mechanische Veränderungen durch Schuh- oder Einlageninterventionen können damit sinnvoll evaluiert werden (Han et al. 1999). Neben Analysen der Druckverteilung bietet die Betrachtung des Center of Pressure als Resultierende des Abrollvorgangs die Möglichkeit unterschiedliche Bewegungsausführungen und Interventionen zu evaluieren (Baur et al. 2004, Cavanagh 1999, Chan & Rudins 1994, Cornwall & McPoil 2000, Harvinder et al. 1998). Die plantare Druckverteilung wurde bisher weitgehend im Bereich der Einlagenversorgung bei Diabetes Mellitus verwendet. Dort geht es hauptsächlich um Reduktionen von absoluten Druckspitzen (Maximaler Druck oder Peak Pressure) oder Druckumverteilungen auf eine größere plantare Fläche, um Heilungsverläufe bei Ulcusbehandlungen zu optimieren oder Ulcusentstehungen präventiv zu begegnen (Albert & Rinoie 1994, Caputo et al. 1994). Die Wirksamkeit dieser Maßnahmen mit Einlagen aus sehr weichem Materialien oder Vorfußentlastungseinlagen ist allgemein anerkannt (Frykberg et al. 2002, Lemmon et al. 1997).

Neben der Erfassung der Mechanik „außen“ am Fuß ist darüber hinaus ein Blick auf die „Innensicht“ erforderlich (Roth & Willimczik 1999). Die Erhebung muskulärer Aktivität mittels Elektromyographie bietet dafür die Möglichkeit. Die elektrische Aktivität der Muskelkontraktion (das Elektromyogramm, EMG) reflektiert den Output des neurologischen Systems und den Input in das mechanische System des bewegenden Menschen

“EMG amplitudes and their time course can provide information about both neural and mechanical systems.”

(Yang & Winter 1985)

Mittels Elektromyographie können Untersuchungen in realen Belastungssituationen vorgenommen werden (Gollhofer & Kyröläinen 1991, Scheuffelen et al. 1993). Trainings- und Adaptationsvorgänge diverser Interventionen bezüglich der Muskelaktivität und des Regulationsverhaltens sind evaluierbar (Lohrer et al. 1999, Sheth et al. 1996). Ebenso ist die Untersuchung pathologischer Größen möglich. Analysen muskulärer Aktivität wurden bereits bei neurologischen Störungen durch Diabetes, bei Parkinson und schwerwiegenden Rückenmarksverletzungen vorgenommen (Braune et al. 1997, Dietz et al. 1995, Thoumie et al. 1996, Sherwood et al. 1996). Grundlegende Gang- und Laufuntersuchungen an Gesunden liegen vor (Winter 1991). Begrenzt ist das Wissen bei pathologischen Veränderungen des Gangmusters durch klassische Überlastungsbeschwerden (Baur et al. 2004). Dazu wurden kaum Untersuchungen durchgeführt. Die wechselseitige Beeinflussung der muskulären Aktivität durch Änderungen der Ansteuerung einerseits und durch mechanische Interventionen von außen andererseits, machen die Elektromyographie zu einer wertvollen Untersuchungsmethode, die funktionale Aussagen über das Bewegungsmuster liefert. Das vorgestellte Untersuchungsparadigma wurde in ähnlicher Form in der Literatur bereits erwähnt. Komi et al. stellten in ihren Ansatz zur „Man-Shoe-Surface Interaction“ ein Setup vor, das EMG-Messungen analog zur Analyse der Bodenreaktionskräfte vorsah (Komi et al. 1987). Erste Ergebnisse deuteten auf neuronale Anpassungen an Schuh- und Untergrundinterventionen hin. Allerdings können aufgrund der als Vorergebnisse zu interpretierenden Daten an 4 Probanden keine abschließenden Folgerungen gezogen werden. In einer späteren Untersuchung mit diesem Setup wurde aus der variablen muskulären Aktivität bei 22 unterschiedlichen Schuhen geschlossen, dass die Anpassungen an die Schuhe auf neuromuskulärer Ebene stattfinden, um äußere Belastungen, gemessen an den Bodenreaktionskräften, konstant zu halten (Komi et al. 1993). Der Ansatz wurde allerdings nicht aufgegriffen, was als weiteres Indiz für die in der Vergangenheit häufig erfolgten eindimensionalen biomechanischen Betrachtungen zu werten ist (Novacheck 1998b).

Seit den frühen 90er Jahren des letzten Jahrhunderts sind nun plantare Druckverteilungsmesssysteme verfügbar, die vertikale Belastungen im Schuh messen können. Vorteilhaft ist dabei die örtliche Auflösung der Belastung durch Ausgabe der Druckverteilung auf der plantaren Fläche. Regional unterschiedliche Belastungen lassen somit dezidierte Aussagen zu (Kavounoudias et al. 1999). Wechselseitige Wirkungen externer Interventionen auf Mechanik und muskuläre Aktivität können in diesem messmethodischen Paradigma überprüft werden (Abb. 4)

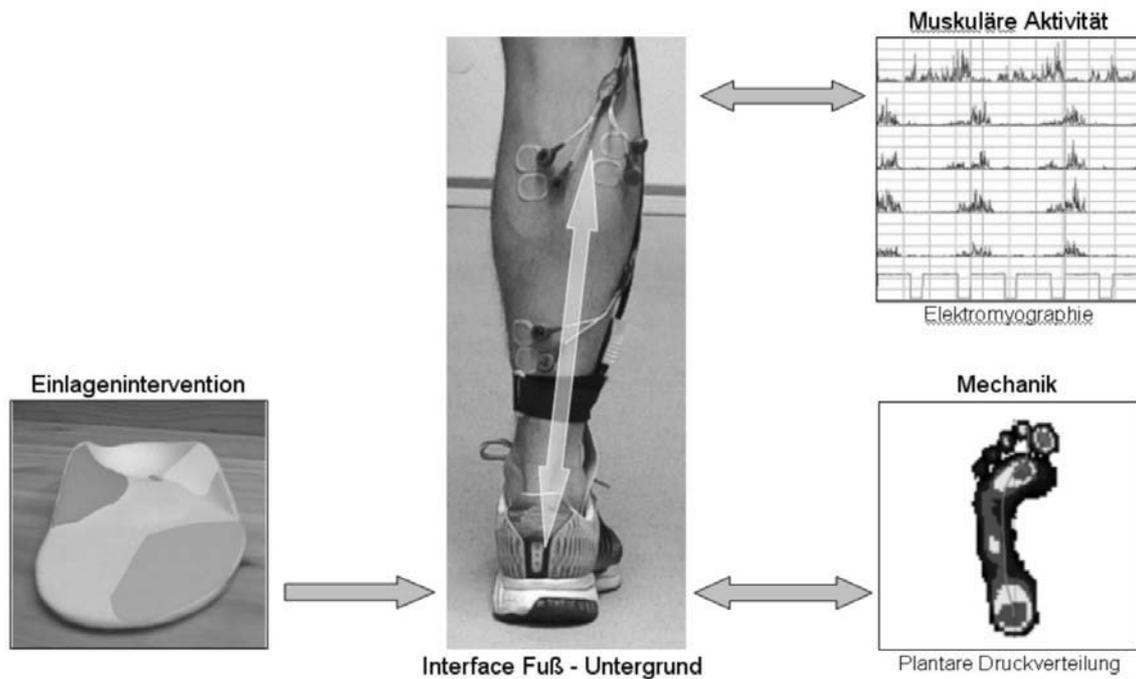


Abb. 4: Messmethodisches Untersuchungsparadigma in der vorliegenden Untersuchung.

Die rein biomechanische Betrachtung reicht jedoch nicht aus, da zum Thema der Effektivität einer Einlagenversorgung das klinische Ergebnis mitentscheidend ist. Deshalb wird die Schmerzevaluation und –veränderung mit evaluiert. Dies erfolgt am sinnvollsten mit validierten Instrumenten wie dem Pain-Disability-Index (PDI) (Tait et al. 1987, 1990). Eingesetzt wird der PDI auch bei der Überprüfung von Therapieinterventionen (Rittweger et al. 2002).

Bei der Frage der präventiven Wirkung von Einlagen ist die Erhebung des Schmerzes kein probates Mittel, da Gesunde prospektiv verfolgt werden und überwiegend erst dann Schmerz auftritt, wenn Beschwerden eintreten. Ein wirksamerer Parameter ist hier die Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden, beziehungsweise die Anzahl an Trainingsausfällen aufgrund von Überlastungsbeschwerden (Wen et al. 1997).

Aktuell wird bei der Evaluation von Einlagen häufig das Konstrukt „Komfort“ diskutiert (Miller et al. 2000, Mündermann 2002). Dabei wird postuliert, dass eine komfortable Einlage geringe muskuläre Aktivität induziert und in dieser Folge auch die biomechanisch am sinnvollsten zu beurteilende Einlage sei (Nigg et al. 1999, Nigg 2001). Obwohl dieser Ansatz höchst spekulativ ist, macht eine Komfortbewertung durchaus Sinn, da mindestens angenommen werden kann, dass die Compliance der Träger während der Intervention stark davon abhängt, ob die Einlage als angenehm empfunden wird. Mittels visueller Analogskalen kann eine sinnvolle Komfortabfrage erfolgen (Mündermann et al. 2002).

Die interdisziplinäre Ausrichtung soll einen Erkenntnisgewinn zu herkömmlichen und eindimensional angelegten Studien bringen.

Die eingangs in Kapitel 1 aufgeworfenen Fragestellungen zum Thema der Wirksamkeit und Effektivität einer funktionell-dynamisch orientierten Einlagenversorgung aufgreifend, folgt präzisiert die Anlage der Studien:

In einer ersten Studie (Fragestellung F1 - Vorstudie) wird untersucht, welchen Einfluss verschiedene funktionelle Elemente der Sporteinlagenversorgung (oder Kombinationen von Elementen) einen Einfluss am Bewegungsmuster gesunder Läufer hervorrufen. Diese Untersuchung dient zugleich zur Validierung des biomechanischen Messsetups, das für die späteren Fragestellungen genutzt werden soll. Gleichzeitig kann dabei die Reliabilität des Untersuchungsdesigns und der eingesetzten Methoden überprüft werden (siehe Kapitel 3).

Darauf aufbauend werden in der oben beschriebenen Argumentationskette in einer kombinierten Quer- und Längsschnittstudie die weiteren Fragestellungen bearbeitet: Erstens wird im Querschnitt überprüft, in wie weit sich die Bewegungsmuster gesunder Läufer von denen mit laufspezifischen Beschwerden unterscheiden (Fragestellung F2). Daraus ergeben sich möglicherweise Hinweise über prädisponierende Faktoren. Weiter dient dieser Vergleich als Basisdatum für die kontrollierten prospektiven Fragestellungen. Dort wird zum einen der Frage nachgegangen in wieweit eine präventiv erfolgte Einlagenversorgung im Sport das Auftreten laufsportspezifischer Beschwerden beeinflusst (Fragestellung F3). Da Schuheinlagen per se vielfach schon als obligatorischer Ausrüstungsgegenstand beim Sport angesehen werden, ist eine Überprüfung dieser unreflektierten Versorgungspraxis allein aus Kostengründen angeraten (Borom & Clanton 2003).

Zudem wird untersucht, ob eine funktionelle Einlagenversorgung bei laufsportspezifischen Beschwerden eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik hervorrufen kann (Fragestellung F4). Mit funktionell-biomechanischen Messgrößen wird untersucht, ob Effekte der Beschwerdeverminderung oder der Reduktion der Beschwerdeentstehung objektiv messbaren Anpassungen durch das Tragen von Schuheinlagen unterliegen. Tabelle 3 fasst die Fragestellungen der vorliegenden Arbeit zusammen:

Studie zur Wirksamkeit funktioneller Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport	
F1	Welche häufig verwendeten Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport lassen eine funktionelle Beeinflussung/Adaptation des Abrollverhaltens der unteren Extremität erkennen?
Interventionsstudie zur Effektivität einer funktionell-dynamischen Einlagenversorgung	
F2	Lassen sich die Bewegungsmuster gesunder Läufer von Bewegungsmustern von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden anhand funktioneller Größen trennscharf von einander abgrenzen?
F3	Kann durch den präventiven Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Schuheinlagenversorgung eine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden erreicht werden (Präventionseffekt)?
F4	Lässt sich durch den Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Schuheinlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik erzielen (Therapieeffekt)?

Tab. 3: Fragestellungen der vorliegenden Studie

3 Experimentelle Untersuchungen zur Wirksamkeit und Effektivität einer funktionell-dynamischen Schuheinlagenversorgung im Sport

3.1 Einleitung

Da bisher keine abschließende Beurteilung hinsichtlich des präventiven wie therapeutischen Effektes einer Einlagenversorgung im Sport vorgenommen werden kann und auch die spezifischen Wirkungsmechanismen einzelner Einlagenkonstruktionen und Funktionselemente weitgehend unbekannt sind, wurde zur Beantwortung der Fragestellung F1 eine Voruntersuchung durchgeführt. Ziel war dabei die Analyse der Wirkung unterschiedlicher Funktionselemente, einzeln oder in Kombination in einer Einlage verbaut, auf die mechanischen Verhältnisse am Interface zwischen Fuß und Schuh bei einer gesunden Stichprobe. Gemäß dem vorgestellten Untersuchungsparadigma (siehe 2.3), wurde zusätzlich erhoben, ob ein möglicher Einfluss durch die Funktionselemente auf die motorische Bewegungskontrolle und –regulation nachvollziehbar ist. Erkenntnisse über Funktionsmechanismen an dieser gesunden Stichprobe sollen als Basis dienen für die spätere Interventionsstudie. Zusätzlich diente diese Studie zur Bestimmung der Reliabilität und zur Validierung des Messsetups und Untersuchungsdesigns.

Zur Überprüfung des therapeutischen wie präventiven Nutzens einer Einlage wird, evidenzbasierten Kriterien folgend, eine prospektive Interventionsstudie nötig (Murphy et al. 2003, Pratt 2000a, Razeghi & Batt 2000).

Für die zunächst aufgeworfene Frage, ob und wie sich beschwerdefreie Läufer von Läufern mit Beschwerden hinsichtlich des Bewegungsmusters (biomechanische Merkmale) unterscheiden, ist ein Vergleich mittels einer Querschnittsuntersuchung erforderlich. Aufbauend auf dieser Querschnittsstudie können dann beschwerdefreie Läufer und Läufer mit Beschwerden getrennt im Längsschnitt weiter beobachtet werden und einer Intervention unterzogen werden. Dabei ist zu beachten, dass bei der Frage ob durch den präventiven Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Einlagenversorgung eine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden erreicht werden kann, ein langer Beobachtungszeitraum gewählt werden muss. Gute geplante prospektive Studien zur Effektivität verschiedener präventiver Maßnahmen im Hinblick auf die Entstehung laufspezifischer Beschwerden oder Weichteilverletzungen sehen in aller Regel Zeiträume von 10-12 Monaten vor (Taunton et al. 2003, Yeung & Yeung 2001).

Bei der Frage, ob sich durch den Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Einlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden eine Reduktion der

Beschwerdesymptomatik erzielen lässt, muss ein deutlich kürzerer Interventionszeitraum angewendet werden. In der Literatur wird bei konservativen Therapiemaßnahmen oft ein Therapiefenster von 6 ± 2 Wochen angegeben (Smidt et al. 2002). Kürzere Zeiträume lassen oftmals keine abschließenden Erkenntnisse über Effekte der Therapie zu. Bei längeren Therapiezeiträumen geht zunehmend die Standardisierung verloren, da die Freiheitsgrade ansteigen.

Die Interventionsmaßnahme oder die Therapie mit einer „Einlage“ sollte in jedem Fall im Kontrollgruppenvergleich randomisiert erfolgen. Dies kann mittels vorab entwickelter, Randomisationslisten³ gewährleistet werden. Wünschenswert wäre in diesem Zusammenhang eine Verblindung der Schuheinlagenversorgung. Dies ist im speziellen Fall einer Einlage jedoch schwer möglich, da keine Placeboeinlage generiert werden kann. Zwar wäre der Einsatz einer „Nulleinlage“ ohne Funktionselemente möglich, allein die Materialeigenschaften könnten jedoch das Interface Fuß-Schuh-Untergrund verändern. Zudem ist es unwahrscheinlich, den Probanden eine angebliche Wirkung einer Placeboeinlage zu vermitteln. Die meisten Läufer haben ein großes Vorwissen, und können daher genau einschätzen, welche Veränderung ihrer Schuh- und Einlagenversorgung potentiell nutzen kann. Eine Verblindung ist jedoch für alle Experten, die biomechanische Daten auswerten, vorgesehen.

3.2 Voruntersuchung zur Wirksamkeit funktioneller Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport

3.2.1 Untersuchungsgut und Methode

Der verwendete Sporteinlagentyp

Die Grundkonstruktion der Schuheinlage basierte auf einem Monoblock aus Polyadditionsschaum (Fa. IETEC[®], Fulda). Funktionselemente wie eine Längsgewölbestütze, können durch verschiedene Spritzgussformen in den Rohling der Einlage integriert werden. Zur exakten Anpassung der Einlage wird in einem Schleifverfahren der Rohling individuell durch einen Orthopädieschuhmacher modifiziert. Der Zuschliff erfolgt auf Grundlage einer barfuß durchgeführten dynamischen plantaren Druckverteilungsmessung.

Diese Einlagengrundkonstruktion kam wegen der hohen Kongruenz zu üblichen Schuhmaterialien, insbesondere zu Zwischensohlenmaterialien von Laufschuhen, zur Anwendung. Die Einlage agiert dabei nicht als Fremdkörper im Schuh, sondern bildet

³mittels des Online-Tools www.randomisation.com.

zusammen mit dem Schuh eine funktionelle Einheit am Fuß. Unter der Vorstellung dynamisch wirksam werdender Funktionselemente ist die Einlage insgesamt sehr flexibel gestaltet und bietet nicht starre Eigenschaften wie herkömmlich verwendete Werkstoffe wie Holz, Stahl, Plexiglas, Kork oder Leder (Baumgartner & Stinus 1995, Borom & Clanton 2003).

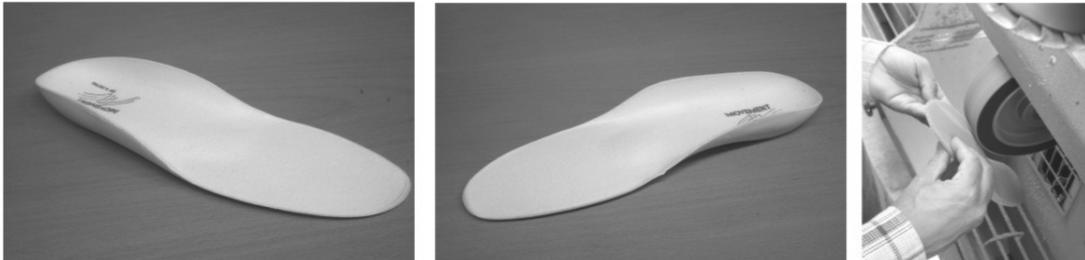


Abb. 5: Polyadditionsschaumeinlage, individuelle Fertigungstechnik (rechts).

In Sporteinlagen werden sowohl zur Prävention, als auch zur Behandlung von Beschwerden verschiedene Funktionselemente in einer Einlage kombiniert, um positiv individuellen Bewegungsabläufen Rechnung zu tragen. Dies basiert momentan noch auf der Grundlage von Erfahrungswissen, da evidenzbasierte Daten fehlen. Vor diesem Hintergrund wurden die meisten der insbesondere im Sport häufig eingesetzten Funktionselemente in dieser Untersuchung überprüft. Tabelle 4 gibt einen Überblick über die verwendeten Elemente und ihre angenommene Wirkungsweise.

Funktionselement	angenommene Wirkung	Literatur
Mediale Längsgewölbstütze zum Teil zusätzlich: mit: Mittelfußklammer	Abstützung des Calcaneus Verhinderung einer „vermehrten“ Pronation Abstützung des sustentaculum tali, Wirkung unterstützend zur Längsgewölbstütze	Mündermann et al. 2003 Nigg et al. 2003a, 2003b Jäger & Wirth 1986 Baumgartner & Stinus 1995 Debrunner 2002
Detorsionskeil im lateralen Vorfuß	Reduktion lateraler Vorfußbelastung, Unterstützung des Abdrucks über die Großzehe Entlastung der Plantarfaszie	Kogler et a. 1999 Mündermann et al. 2003 (lat. posting) Nigg et al. 2003b
Cuboidstütze	Abstützung des Cuboid Rückfußstabilisierung	Baumgartner 1995
Schalenform im Rückfuß	Rückfußstabilisierung	Baumgartner & Stinus 1995 Debrunner 2002

Tab. 4: Verwendete Funktionselemente in der Einlagenversorgung (Andere klassische Elemente der allgemeinen Einlagenversorgung wie Pelotten oder spezielle Weichbettungen fanden keine Berücksichtigung, da sie für Sportversorgungen wenig Relevanz besitzen).

Untersuchungsgut

Es wurden 17 gesunde Läufer in die Studie eingeschlossen. Die Teilnahme erfolgte freiwillig und nach umfassender Aufklärung über Ziele der Studie, mögliche Gefahren durch Teilnahme an der Studie und den zu erwartenden Erkenntnisgewinn. Die Einwilligung zur Teilnahme erging schriftlich durch Unterzeichnung einer

Probandenaufklärung. Um eine zuverlässige Aussage über akute Interventionen bei Laufbandtests zu erhalten, ist eine hinreichende Gewöhnung an das Laufband zwingend notwendig (Heise et al. 1996, Morgan et al. 1994).

Weiter ist bekannt, dass ein gut trainiertes Probandengut ein stabileres Laufmuster besitzt als Untrainierte (Cavanagh 1990). Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse und dem Bestreben eine homogene Stichprobe für den Test zu rekrutieren, waren die Einschlusskriterien wie folgt:

- Männliches Geschlecht
- Alter zwischen 18 und 50 Jahre
- Symptombefreiheit, mindestens 6 Monate vor Studienbeginn
- Trainingsumfang > 50km pro Woche
- Laufbänderfahrung >3h

Alle für die Studie relevanten Daten fanden Eingang in Case-Report-Forms (CRF, siehe Anhang), die nach Richtlinien der „Good Clinical Practice“ angefertigt wurden (EU-Directive 2001/20/EC 2001). Generelle Dropouts wurden nicht verzeichnet. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die Gruppencharakteristik und anthropometrische Daten.

Probanden [n]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI	Trainingsumfang [km pro Woche]
17	31 ± 8	178 ± 8	73 ± 9	22 ± 1	59 ± 17

Tab. 5: Anthropometriedaten der Studie „Wirksamkeit von Einlagenelementen“ (Mittelwert ± SD)

Messprotokoll

Der Test fand unter standardisierten Bedingungen bei 12 km·h⁻¹ auf einem Laufband (Cosmos Quasar[®], Nussdorf-Traunstein) statt. Die Probanden trugen in randomisierter Reihenfolge (Erstellung der Randomisationslisten mit Hilfe des Online-Tools www.randomization.com) sieben verschiedene Einlagen in einem Referenzschuh (handelsüblicher Laufschuh). Als Referenzbedingungen dienten der Barfußlauf und das Laufen im Referenzschuh ohne Einlage, jedoch mit originaler Einlegesohle (einfacher Sockliner, ohne Funktion). Bei dem Referenzlaufschuh handelte es sich um einen neutralen Laufschuh, mit einer Zwischensohle aus einer Härte ohne zusätzliche externe oder interne Stabilisationselementen (Plastikverstrebungen) mit einer festen Fersenkappe. Die Barfußbedingung wurde mittels eines leichten Gymnastikschlappens simuliert, um die Messsohle der plantaren Druckverteilung am Fuß zu halten. Verschiedene Voruntersuchungen zeigten die Validität dieser Methode für Belastungen des Rückfußlaufens (Divert et al. 2001, Baur et al. 2004). Die einzelnen Messungen erfolgten

jeweils am Ende eines dreiminütigen Laufintervalls der Probanden. Aufgezeichnet wurde ein Minimum von 20 Doppelschritten pro Bein. Einlagenbedingungen waren Polyadditionsschaumeinlagen ohne oder mit Funktionselementen wie Längsgewölbestütze, Cuboidstütze, Detorsionskeil, Schale (inkl. Rückfußklammer) und Kombinationen dieser Einzelteile. Tabelle 6 gibt einen Überblick über die gemessenen Konditionen.

Beschreibung der Messkonditionen und Konstruktionsaufbau der Einlagen	Abkürzung
Barfuß im Gymnastikschlappen	BF
Referenzlaufsch mit Originaleinlegesohle	RS
Referenzschuh plus Einlage ohne Funktionselemente	OF
Referenzschuh plus Einlage mit Schale	SC
Referenzschuh plus Einlage mit Längsgewölbestütze	LG
Referenzschuh plus Einlage mit Detorsionskeil und Cuboidstütze	DK
Referenzschuh plus Einlage mit Schale und Längsgewölbestütze	SL
Referenzschuh plus Einlage mit Schale, Längsgewölbestütze und Detorsionskeil	SLD
Referenzschuh plus Einlage mit Schale, Längsgewölbestütze, Detorsionskeil und Cuboidstütze	SLCD

Tab. 6: Messkonditionen der Vorstudie.

Zur Bestimmung der Reliabilität des vorgestellten Untersuchungssetups wurde ein zweiter Messtag im Abstand von einer Woche anberaumt. Das tatsächliche Intervall zwischen Eingangsmessung und Wiederholungsmessung in diesem Test-Retest-Design betrug 5-8 Tage.

Untersuchungsmethode

In Anlehnung an den in 2.3 beschriebenen methodischen Untersuchungsansatz wurde die plantare Druckverteilung mit einem Inschuh-Messsystem durchgeführt (pedar mobile[®], Novel[®], München, Messfrequenz 50 Hz, Auflösung: 1 Sensor / 2cm²). Für die Auswertung wurden alle gemessenen Schritte zunächst einer visuellen Kontrolle unterzogen (Software: pedar-m Schrittanalyse[®]). Bei der Prüfung der Plausibilität der Einzelschritte wurden Schritte deselektiert, deren Center-of-Pressure-Verlauf (Ganglinie) mehr als 3 Umkehrpunkte aufwies oder mehr als 50% rückläufig war. Ferner wurden Schritte nicht weiter für die Auswertung berücksichtigt, wenn Reihenausfälle in Längs- und Querrichtung innerhalb der Sensormatrix zu verzeichnen waren und die Kontaktzeit (Ermittlung mit dem Softwarepaket Novel gaitline[®]) der Einzelschritte mehr als 10% vom Mittelwert aller Schritte einer Messkondition und Seite abwichen. Pro Messkondition und Seite wurden 10 Schritte zu einem Durchschnittsschritt gemittelt (Software: Novel multimask[®]). Diese Durchschnittsschritte (Maximaldruckbilder ±Standardabweichung) dienen als Grundlage für die Berechnung der Messgrößen (Software: Novel gaitline[®], Novel multimask[®], Novel projects[®]). Als funktionale Messgröße wurde der geometrische

Verlauf des Center of Pressure innerhalb des Abrollvorgangs quantifiziert (Chan & Rudins 1994). Dazu wurden die Flächen, die der Center-of-Pressure-Verlauf und die Bisection of Plantar Angle (Halbierende des plantaren Fußwinkels) lateral (A_{lat}) und medial (A_{med}) einschließen in cm^2 bestimmt. Abb. 6 zeigt die Definition der Flächen A_{lat} und A_{med} . Zur intersubjektiven Vergleichbarkeit wurden die beiden Flächen zusätzlich auf die Fußlänge normalisiert. Der Verlauf des Center of Pressure wird als funktionales Kriterium und als Repräsentanz für die Charakteristik des Abrollvorgangs angesehen und wurde bereits in der Abgrenzung pathologischer von gesunden Abrollmustern eingesetzt (Bäurle 1999, Baur et al. 2001, 2004).

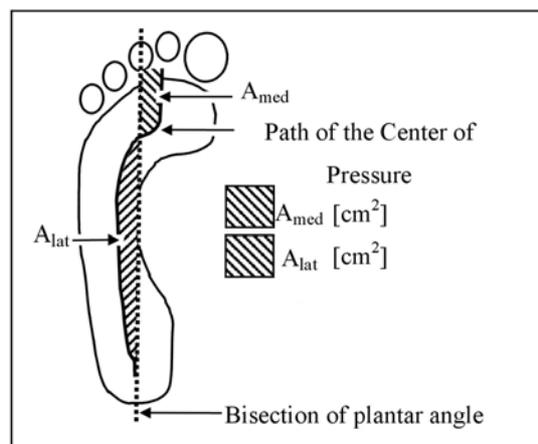


Abb. 6: Definition der Messgrößen A_{lat} und A_{med} .

Zusätzlich wurde aus der plantaren Druckverteilung der Maximale Druck [P_{max} in $N \cdot cm^{-2}$] ermittelt. Um nicht nur den Maximalwert des Drucks (Maximalwert eines Sensors innerhalb des Bodenkontaktes) zu analysieren wurde als Verlaufsgröße darüber hinaus der maximale mittlere Druck [P_m in $N \cdot cm^{-2}$] (Mittelwert der Maximaldruckwerte pro einzelner Messframe) erfasst. Schließlich diente das Force-Time Integral [FTI in $N \cdot s^{-1}$] als

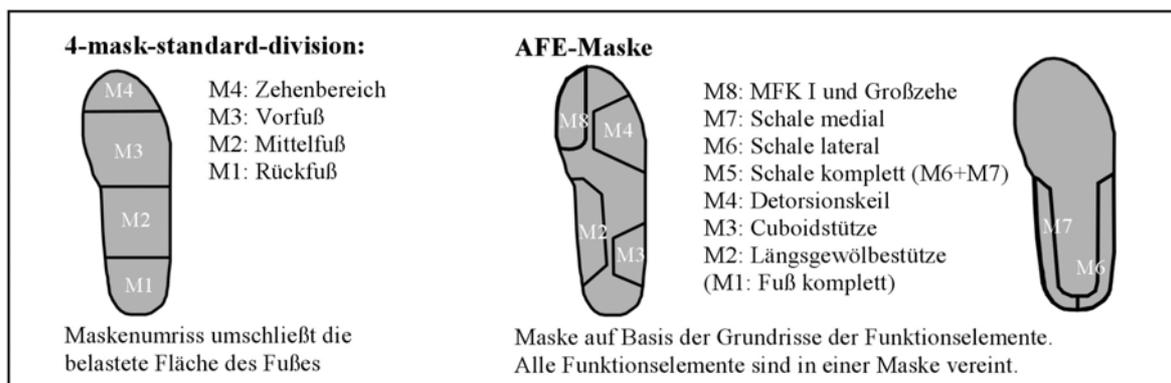


Abb. 7: Definition der Auswertemasken der regionalen Druckverteilungsanalyse.

Maß für die Analyse der Belastungsverteilung innerhalb der plantaren belasteten Fläche. Die Messgrößen wurden in einem ersten Schritt zunächst global ausgewertet und später

regional analysiert. Für die regionale Analyse wurde die plantare Fläche in verschiedene Fußareale, sogenannte „Masken“, eingeteilt. Um einen ersten Einblick in die Verteilung der plantaren Druckwerte in Rück-, Mittel-, Vorfuß und Zehenbereich zu erhalten, wurde die 4-mask-standard-division (4SD) aus der Herstellersoftware des Druckverteilungssystems benutzt. (Abb. 8, Software: Novel multimask[®]). Die Einteilung der Fußareale erfolgt dabei nach Definition von Cavanagh und Ulbricht (Cavanagh & Ulbricht 1994). Zur Analyse des Effektes der einzelnen Funktionselemente wurde eigens eine Auswertemaske entwickelt, deren Einteilung dem Ausmaß der in der Einlage verbauten Funktionselemente entspricht (AFE-Maske = Analysis of Functional Elements). Dazu wurden die Größe und das Ausmaß jedes einzelnen Funktionselemente auf der plantaren Fußfläche von der Einlage ausgemessen und anschließend maßstabsgetreu für jedes Element in der Software als eigene Maske umgesetzt. Abb. 7 zeigt die Definition der beiden Masken.

Die muskuläre Aktivität wurde mittels bilateraler, bipolarer Oberflächenelektromyographie (EMG) zeitgleich zur plantaren Druckverteilung aufgezeichnet. Der Einzug der Rohsignale erfolgte mittels eines Verstärkers (Myosystem 2008[®], Noraxon[®], Scottsdale, AZ) mit einer Messfrequenz von 1000Hz. Aufgenommen wurde die Aktivität des M. tibialis anterior, des M. peroneus longus, der Mm. gastrocnemii lateralis und medialis und des M. soleus. Vor

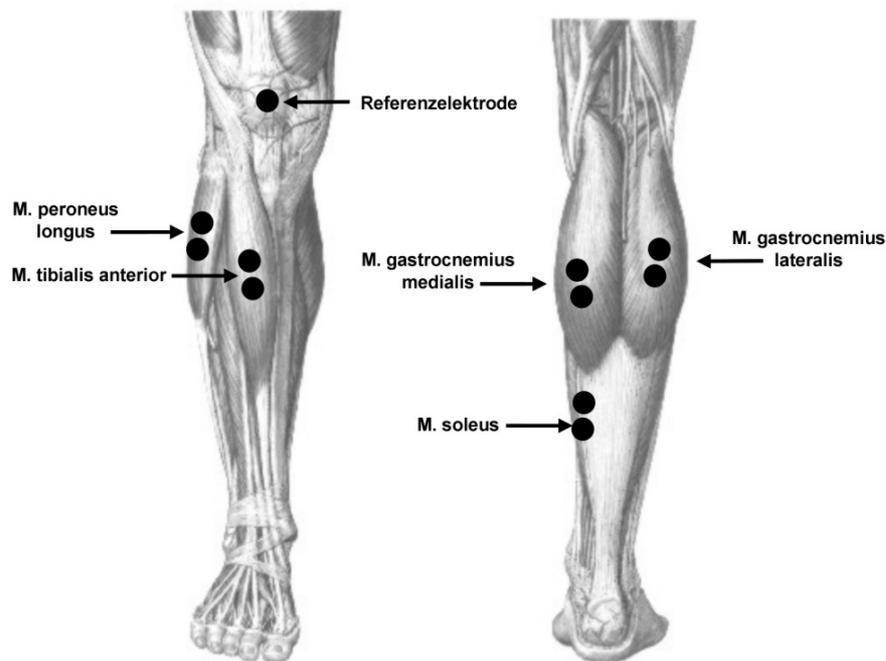


Abb. 8a: Elektrodenlokalisierung nach Winter und Yack 1987. Grafik geändert nach Netter F 1995. Anbringen von Einwegelektroden (AMBU Medicotest[®], Blue Sensor[®], Dänemark, Typ P-00-S) wurde die Haut leicht mit feinem Schmirgelpapier angeraut, um lose Epithel zu

entfernen. Der kutane Fettfilm wurde mit Alkohol reduziert. Die Elektrodenplatzierung erfolgte parallel zum Faserverlauf in Neutral-Null-Stellung nach den Maßgaben von Winter und Yack (Winter und Yack 1987, Abb. 8a&b).

Muskel	Lokalisation
M. tibialis anterior	Over the area of greatest muscle bulk just lateral to the crest of the tibia on the proximal half of the leg.
M. peroneus longus	Midway along the line between the head of the fibula and the lateral malleolus.
M. gastrocnemius lateralis	Over the area of greatest muscle bulk on the lateral calf.
M. gastrocnemius medialis	Over the area of greatest muscle bulk on the medial calf.
M. soleus	Electrodes centered 2,5 cm distal to the medial head of the gastrocnemius.

Abb. 8b: Elektrodenlokalisierung nach Winter und Yack 1987.

Eine Referenzelektrode auf der Patella diente zur Kontrolle von registrierten Potentialschwankungen. Der Hautwiderstand wurde kontrolliert und ab Werten von unter 5k Ω für die Messung akzeptiert. Der Interelektrodenabstand betrug 2cm. Zur reproduzierbaren Fixierung der Elektroden am zweiten Messtag wurde die Elektrodenplatzierung mit wasserfestem Stift markiert und von den Probanden bis zur Remessung nachgezeichnet (Merletti et al. 2001). Die Befestigung der Elektrodenkabel an der unteren Extremität erfolgte mit Klebeband, Klettverschlussbändern und Netzschlauchverbänden (Beisersdorf Elastofix[®]), um Störsignale durch schlagende Kabel zu unterbinden. Eine freie Beweglichkeit der Probanden wurde gewährleistet. Vor jeder Messung wurden mittels spezifischer Funktionstests das Ruhesignal sowie Aktionspotentiale visuell am PC-Bildschirm überprüft.

Ein Infrarotlichtgitter (Fa. Hellack[®], Rottenburg/Neckar) über dem Laufbandteppich trennte mittels eines Rechtecksignals Flug- von Standphasen und ermöglichte die externe Triggerung der Muskelaktivität in bezug zum initialen Bodenkontakt. Das Signal des Lichtgitters wurde analog auf den EMG-Verstärker gelegt und wie die Muskelsignale mittels A/D-Wandlung von einem PC-System eingezogen.

Das Softwarepaket Myosoft/Myoresarch[®] (Noraxon[®], Scottsdale, AZ) diente zur Weiterverarbeitung der Rohsignale. Zunächst wurden anhand des Rechtecksignals der externen Triggerung rechte und linke Schrittzyklen voneinander getrennt. Danach wurden die Rohsignale gleichgerichtet (Full Wave Rectification, Winter & Yack 1987).

Zur Analyse der Amplitudendomäne fand im Anschluss die Bildung eines Ensemble Average, einem durchschnittlichen Schrittzklus aus 10 Einzelzyklen, statt (Arsenault 1986, Shiavi et al. 1998). Messgrößen der Amplitudenanalyse waren mittlere Amplituden in spezifischen Phasen des Gangzyklus (ARV = Averaged Rectified Voltage, De Luca & Knaflitz 1992). Nach Winter 1991 wurde eine Unterteilung des Schrittzklus in eine Phase der Preactivation (Apré = Voraktivierung, Beginn der Muskelaktivität bis zum initialen

Bodenkontakt), der Weight Acceptance (A_{wa} = Belastungsaufnahme, initialer Bodenkontakt plus 20% der Schrittzklusdauer) und in die Phase des Push-Off (A_{po} = Abdruck, Ende Weight Acceptance bis Toe-Off) vorgenommen (Winter 1991). Um die Möglichkeit zur intersubjektiven Vergleichbarkeit herzustellen wurden die ARV-Werte der Amplituden auf die mittlere Amplitude über den gesamten Bewegungszyklus normalisiert (Yang & Winter 1984 & 1985).

Für die Analyse der Zeitdomäne wurde vor Bildung des Ensemble Average zusätzlich eine Glättung zur Bildung von Linear Envelopes vorgenommen (Moving Average, 50 Punkte, Kadaba 1985). Die Schwelle ober- bzw. unterhalb von 10% der maximalen Aktivierung nach Signalbearbeitung definierte die On-Off-Charakteristik zur Bestimmung von Beginn und Ende der Muskelaktivierung (Hardin et al. 1998). Messgrößen der Zeitdomäne waren der Beginn (T_{ini}), der Zeitpunkt des Maximums der Aktivierung (T_{max}) und die Gesamtdauer der Aktivierung (T_{ges}). Die Ausgabe der Messgrößen passierte zeitnormalisiert auf einen Schrittzklus (100%) in Bezug zum initialen Bodenkontakt (0%) (Arsenault 1986). Abbildung 9 zeigt schematisch die Definition des Gangzyklus und der EMG-Messgrößen in Zeit- und Amplitudendomäne.

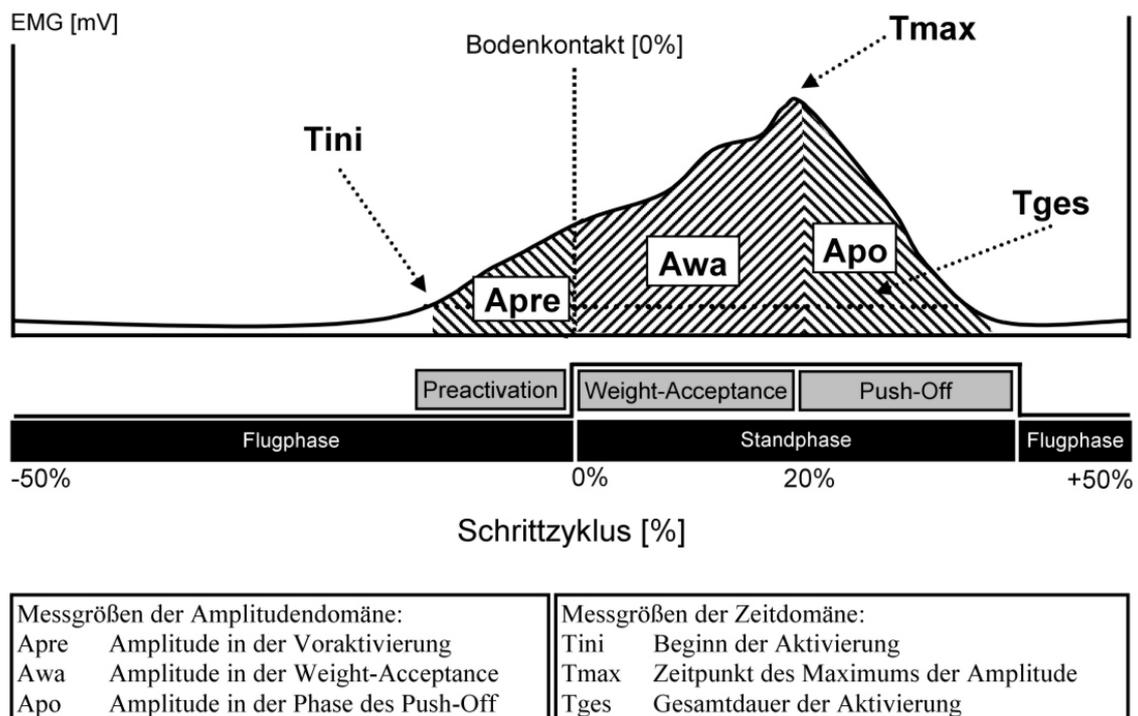


Abb. 9: Schrittzklusdefinition und Definition der EMG-Messgrößen (Winter 1991).

Reliabilitätsprüfung

Die Prüfung der Reliabilität wurde zur qualitativen Abschätzung der Reproduzierbarkeit der biomechanisch erhobenen Messdaten vorgenommen (Atkinson & Nevill 1998). Die

sinnvolle Einordnung der direkten Messergebnisse und des gesamten Untersuchungsaufbaus kann darauf folgen und Indikatoren für mögliche Änderungen des Untersuchungsdesigns gefunden werden (König et al. 2004). Zur Bestimmung der Reliabilität wurden drei Kriterien herangezogen: Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (r), die Test-Retest-Variabilität (TRV) (Mayer et al. 1994) und das Wiederholbarkeitskriterium nach Bland und Altman (WBA) (Bland & Altman 1986, 1999).

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt den linearen Zusammenhang einer Variablen an zwei unterschiedlichen Messungen bzw. Messtagen. Berechnet wird der Korrelationskoeffizient mit folgender Formel:

$$r = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sigma_x \sigma_y}$$

mit	n:	Anzahl der Probanden,
	x_i :	1. Messwert für Proband i ,
	\bar{x} :	Mittelwert der 1. Messung,
	y_i :	2. Messwert für Proband i ,
	\bar{y} :	Mittelwert der 2. Messung,
	σ_x :	Standardabweichung der 1. Messung,
	σ_y :	Standardabweichung der 2. Messung.

Als alleiniges Maß zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit ist er jedoch nicht ausreichend, da interindividuellen Abweichungen kleineren Ausmaßes anders gewichtet werden als Abweichungen von großem Ausmaß (Streuung der individuellen Mittelwerte) Mit r wird die Stärke eines linearen Zusammenhangs von Messung 1 und Messung 2 der Variable abgebildet, jedoch nicht deren Grad der Übereinstimmung (Bland & Altman 1986). Weitere Methoden zur Abschätzung der unterschiedlichen Komponenten des Messfehlers (Systematischer Bias und Random Error) sind deshalb erforderlich (König et al. 2004).

Als zweites Kriterium diene die Test-Retest-Variabilität [%], berechnet nach folgender Formel:

$$TRV = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|x_i - y_i|}{\frac{1}{2}(x_i + y_i)}$$

mit	n:	Anzahl der Probanden,
	x_i :	1. Messwert für Proband i ,
	\bar{x} :	Mittelwert der 1. Messung,
	y_i :	2. Messwert für Proband i ,
	\bar{y} :	Mittelwert der 2. Messung.

Zur Abschätzung der Test-Retest-Variabilität wird das Gruppenmittel aus den Test-Retest-Variabilitäten jedes Datenpaares aus Messung 1 und 2 berechnet und das Verhältnis der absoluten Differenzen und der individuellen Mittelwerte in Prozent angegeben. Größen,

bei denen der zufällige Messfehler mit absoluter Zunahme des Messwertes proportional steigt, werden über den gesamten Wertebereich der Größe aufgrund der prozentualen Angabe der TRV gleich beurteilt.

Das Wiederholbarkeitskriterium nach Bland & Altman (WBA) berechnet für jedes Datenpaar aus Messung 1 und 2 Differenz und Mittelwert (Bland & Altman 1986). Danach werden Mittelwert und Standardabweichung der Differenzen berechnet. Der graphische Auftrag der Standardabweichungen gegen die zugehörigen Mittelwerte erfolgt in einem sogenannten Bland-Altman-Plot. Dort sind „Limits of Agreement“ (LOA) entsprechend dem Mittelwert der Differenzen (Bias) \pm zwei Standardabweichungen (Random Error) als Geraden markiert (Bland & Altman 1999). Liegen nun 95% aller paarigen Differenzen innerhalb dieser LOA, so gilt das WBA als erfüllt, unabhängig von der Präzision der Reproduktion. Es kann dann per Definition von einer adäquaten Reproduzierbarkeit ausgegangen werden, wobei einschränkend eine Normalverteilung des Messfehlers vorausgesetzt werden muss. Wie alle Verfahren, ändert sich die Präzision des Kriteriums mit der Gruppengröße. Bei geringer Größe haben einzelne Extremwerte größeren Einfluss beispielsweise auf einen resultierenden Offset bzw. den systematischer Bias (nicht erkannt von r) und auf den zufälligen Fehler. In der Beurteilung der Größe des Messfehlers muss somit immer die Gruppengröße berücksichtigt werden. Die kombinierte Betrachtung aller vorgestellten Methoden bietet hinreichend Information über die Reliabilität und ermöglicht qualitative Aussagen zur Reproduzierbarkeit der Messungen und Validierung des Messsetups.

Statistik

Alle manuell erhobenen Daten (Anthropometrie) wurden aus den Case-Report-Forms (CRFs) in eine Datenbankmatrix eingegeben. Ein Abgleich ausgewählter Stichprobendaten aus den CRFs mit einem Datenbankausdruck überprüfte manuell die Plausibilität dieser Daten (erforderliche Übereinstimmung >95%). Alle mit biomechanischen Messsystemen erhobenen und ausgewerteten Daten wurden anhand von Range-Checks der Datensätze auf ihre Plausibilität überprüft. Offensichtlich ausreißende Werte erfuhren Zurückverfolgung und gegebenenfalls eine Neuberechnung. Die Datenbank der biomechanischen Daten wurde ebenfalls als Hard-Copy ausgedruckt und fehlende Werte markiert, überprüft und nachgetragen bzw. korrigiert. Die stichprobenweise Neuberechnung von Originaldaten bot die Möglichkeit einen Abgleich der biomechanischen Messdaten durchzuführen (erforderliche Übereinstimmung >95%).

Die statistische Auswertung erfolgte nach abgeschlossener Plausibilitätskontrolle ausschließlich deskriptiv. Nach Prüfung auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk Test) wurden Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall berechnet und dargestellt. Das 95%-Konfidenzintervall dient zur Darstellung eines Streuungsmaßes des Mittelwertes (Altman & Gardner 2000).

Zur Analyse des Zusammenhangs von möglichen Änderungen der Druckverteilung am Interface Fuß-Einlage und dadurch hervorgerufener Veränderungen der muskulären Aktivität wurden Messgrößen der plantaren Druckverteilung und Amplitudengrößen des EMGs einer kombinierten Betrachtung unterzogen (Graphische Darstellung: x-Achse: Druckverteilungsgröße; y-Achse: korrespondierende EMG-Größe; anschließend Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)). Diese Analyse wurde vorgenommen um deskriptiv einen Einblick in mögliche Zusammenhänge von mechanischen Änderungen an der Fußsohle und mögliche Kompensationsmechanismen der Muskulatur zu bekommen.

Die Fragestellung F1 lautet:

Welche häufig verwendeten Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport lassen eine funktionelle Beeinflussung/Adaptation des Abrollverhaltens der unteren Extremität erkennen?

Das beschriebene Forschungsparadigma (Kapitel 2.3) sieht hier eine zunächst getrennte Betrachtung der biomechanischen Merkmale nach Mechanik (plantare Druckverteilung) und Bewegungsregulation (Elektromyographie) vor. Deshalb resultieren zwei Hypothesen:

1. $H_{F1-Druck}$: Funktionelle Elemente der Einlagenversorgung im Sport verursachen keine elementspezifischen Änderungen der plantaren Druckverteilung⁴.

Zur Beurteilung wird hauptsächlich die Messgröße P_m (Mittlerer Druck) sowie A_{lat} und A_{med} herangezogen.

Die zweite Hypothese lautet:

2. H_{F1-EMG} : Funktionelle Elemente der Einlagenversorgung im Sport verursachen keine elementspezifischen Änderungen in der Höhe der muskulären Aktivität⁵.

Diese Frage wird mit den funktionsphasenspezifischen Messgrößen A_{pre} , A_{wa} , A_{po} des EMG beantwortet.

⁴ Die Einlagenbedingungen werden in Bezug zur Einlage ohne Funktionselemente verglichen.

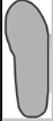
⁵ Die Einlagenbedingungen werden in Bezug zur Einlage ohne Funktionselemente verglichen.

Alle anderen Messgrößen dienen der weiteren Evaluation der eingangs formulierten Fragestellung F1 und werden ebenfalls rein deskriptiv dargestellt (Means Diamonds mit Darstellung von Mittelwert und 95%Konfidenzintervall (CI)).

3.2.2 Ergebnisse der Voruntersuchung zur Wirksamkeit funktioneller Elemente der Schuheinlagenversorgung im Sport

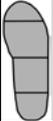
Reliabilitätsprüfung

Die Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung für die Messgrößen der plantaren Druckverteilungsmessung variieren je nach ausgewählter Messgröße und betrachtetem Areal (lokal in speziellen Fußarealen oder global für den gesamten Fuß). Tab. 7 zeigt die Hauptmessgrößen in Bezug auf den ganzen Fuß. Dort ist bei Werten für die TRV von 7,6-13,5%, einem überwiegend erfüllten WBA und einem r Wert von 0,8 bis, 0,91 von einer guten Wiederholbarkeit der Messungen auszugehen.

 Messgröße Maske: Gesamtfuß	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
A _{lat}	0,83	15,7	95% = Kriterium erfüllt
A _{med}	0,86	14,6	96% = Kriterium erfüllt
P _{max}	0,80	13,5	95% = Kriterium erfüllt
P _m	0,91	7,6	98% = Kriterium erfüllt
FTI	0,92	8,4	98% = Kriterium erfüllt

Tab. 7: Reliabilität für Druckverteilungsmessgrößen des Gesamtfuß

Werden spezielle Areale des Fußes betrachtet, so ändert sich die Güte der Wiederholbarkeit der Messungen geringfügig. Tabelle 8 verdeutlicht, dass bei Anwendung der 4SD-Maske z.B. die Zehenregion weniger reproduzierbare Ergebnisse liefert als die anderen Fußregionen.

 Messgröße 4SD-Maske	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
P _{max} im Rückfuß	0,88	18,5	93% = Kriterium nicht erfüllt
P _{max} im Mittelfuß	0,63	16,3	93% = Kriterium nicht erfüllt
P _{max} im Vorfuß	0,82	13,9	93% = Kriterium nicht erfüllt
P _{max} im Zehenbereich	0,75	24,3	93% = Kriterium nicht erfüllt
P _m im Rückfuß	0,83	16,1	98% = Kriterium erfüllt
P _m im Mittelfuß	0,96	10,4	95% = Kriterium erfüllt
P _m im Vorfuß	0,89	9,1	95% = Kriterium erfüllt
P _m im Zehenbereich	0,62	23,9	93% = Kriterium nicht erfüllt
FTI im Rückfuß	0,83	13,2	95% = Kriterium erfüllt
FTI im Mittelfuß	0,85	10,7	98% = Kriterium erfüllt
FTI im Vorfuß	0,87	11,8	96% = Kriterium erfüllt
FTI im Zehenbereich	0,74	15,9	93% = Kriterium nicht erfüllt

Tab. 8: Reliabilität für P_{max} und P_m in Fußarealen der 4-mask-standard-division.

Deshalb wurde die eingangs dargestellte Auswertemethode mit der eigens generierten Maske AFE überprüft, ob eventuell zu klein definierte Regionen eine schlechte Reproduzierbarkeit aufweisen, da es sich um keine, bisher schon verwendete Auswerterroutine handelt. Für die AFE-Maske, die Einzelbereiche der Funktionselemente einer Einlage abbildet, ergibt sich eine ähnliche Wiederholbarkeit, wie bei der Standardunterteilung des Fußes mittels 4SD-Maske (Tab. 9)

 Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
AFE-Maske:			
Pmax Längsgewölbe	0,62	11,4	96% = Kriterium erfüllt
Pmax Cuboidstütze	0,57	13,4	94% = Kriterium nicht erfüllt
Pmax Detorsionskeil	0,79	8,1	96% = Kriterium erfüllt
Pm Längsgewölbestütze	0,82	9,6	96% = Kriterium erfüllt
Pm Cuboidstütze	0,75	10,9	96% = Kriterium erfüllt
Pm Detorsionskeil	0,87	9,2	94% = Kriterium nicht erfüllt
FTI Längsgewölbestütze	0,89	7,9	96% = Kriterium erfüllt
FTI Cuboidstütze	0,83	8,6	95% = Kriterium erfüllt
FTI Detorsionskeil	0,81	9,2	96% = Kriterium erfüllt

Tab. 9: Reliabilität für ausgewählte Messgrößen in Bereichen der AFE-Maske.

Für die elektromyographischen Messgrößen wurden die Kriterien zur Beurteilung der Reliabilität analog den plantaren Druckverteilungsgrößen bestimmt. Auch hier ist die Wiederholbarkeit vom entsprechenden Muskel und der zugehörigen Messgröße abhängig. Tabelle 10 zeigt die Werte für den Hauptsprunggelenkstabilisator M. peroneus dargestellt⁶.

 EMG-Messgrößen des M. peroneus	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,75	10,4	100% = Kriterium erfüllt
Tges	0,84	8,3	93% = Kriterium nicht erfüllt
Tini	0,86	42,1	93% = Kriterium nicht erfüllt
Apré	0,54	12,9	96% = Kriterium erfüllt
Awa	0,69	13,2	94% = Kriterium nicht erfüllt
Apo	0,73	13,9	95% = Kriterium erfüllt

Tab. 10: Reliabilität für Zeit- und Amplitudenmessgrößen des M. peroneus

Trotz teilweise schlechter Werte für r (Apré, Awa, Apo), ist die TRV mit Werten zwischen 12,9% und 13,9% und das WBA hinreichend zuverlässig. Tini weist dagegen bei hoher Korrelation ($r = 0,86$) eine sehr hohe TRV (42%) auf.

Plantare Druckverteilung

Nach Prüfung auf Normalverteilung kann für die Verteilung der im Folgenden präsentierten Daten, Normalverteilung angenommen werden (Shapiro-Wilk-Test >0.05).

⁶ Weitere Werte der Reliabilitätsprüfung für die anderen Muskeln und Messgrößen finden sich im Anhang.

Für die Größe P_m unter dem Längsgewölbereich wurde bei allen Einlagenbedingungen mit einer Längsgewölbstütze eine deutliche Zunahme von durchschnittlich +30% beobachtet. Die Barfußbedingung zeigt bei dieser Analyse die geringsten Werte für P_m . Die Einlagenbedingungen ohne Längsgewölbstütze, sowie der Referenzschuh, erhöhen den Druck im Längsgewölbereich, bleiben jedoch die genannten 30% unter den Bedingungen mit Längsgewölbstütze. Für P_{max} , wie das FTI ist dieselbe Charakteristik wie für P_m zu verzeichnen. Abb. 10 zeigt Means Diamonds (Mittelwert, 95%CI) für P_m unter dem Längsgewölbereich:

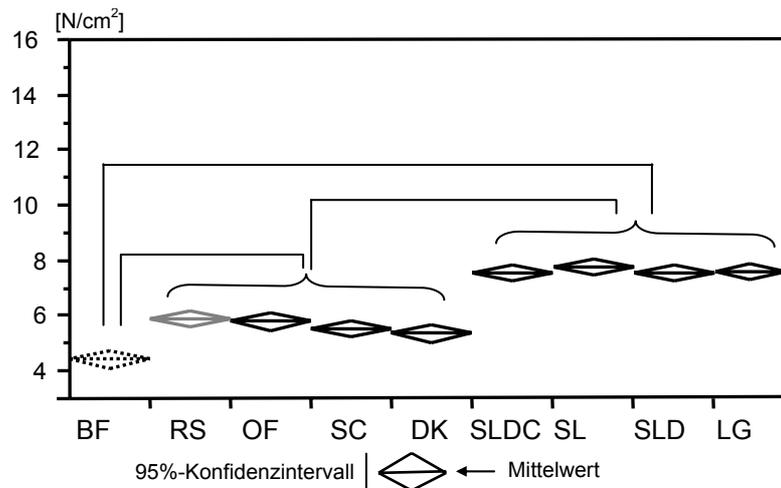


Abb. 10: P_m [N/cm²] unter dem Längsgewölbe pro Messkondition

Die Cuboidstütze ruft in ihrem Bereich ebenfalls eine Erhöhung von P_m hervor. Allerdings ist diese Wirkung nicht so deutlich wie bei der Längsgewölbstütze (+19%). In einer Einlage einzeln im Rückfuß verbaut (DK) ist die Wirkung höher, als in einer Einlage zusammen mit einer Längsgewölbstütze (SLDC). Auch hier weist die Barfußbedingung die niedrigsten Druckwerte auf (Abb. 11).

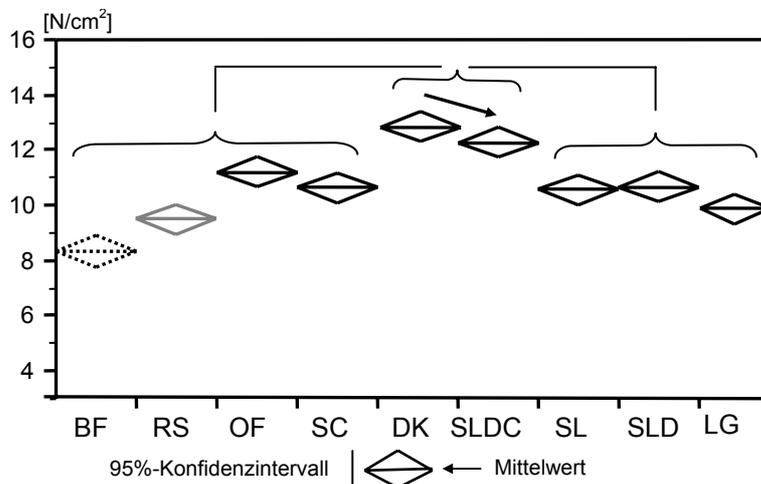


Abb. 11: P_m [N/cm²] unter der Cuboidstütze pro Messkondition

Durch einen Detorsionskeil werden die plantaren Druckverhältnisse in diesem Bereich (lateraler Vorfuß) nicht beeinflusst. Es treten nahezu die gleichen Werte auf, unabhängig, ob ein Detorsionskeil in der Einlage verbaut ist, oder nicht. Die Barfußbedingung ist hier die Bedingung, welche die höchsten Druckwerte in diesem Bereich liefert. Unter der Großzehe und MFK-I (M8 der AFE-Maske) treten ebenfalls keine Änderungen von Pm aufgrund des Detorsionskeils auf. Abb. 12 zeigt Pm unter dem lateralen Vorfuß für alle gemessenen Konditionen.

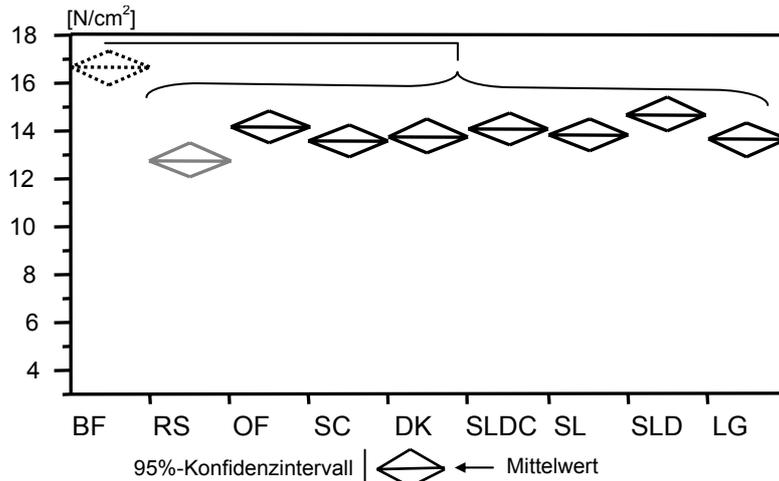


Abb. 12: Pm [N/cm²] unter dem Bereich des Detorsionskeils pro Messkondition

Eine Schalenform (Rückfußklammer in den Konditionen SLDC, SL, SC, SLD) im Rückfußbereich kann den Druck nicht verändern. Abb. 13 zeigt Pm in diesem Bereich.

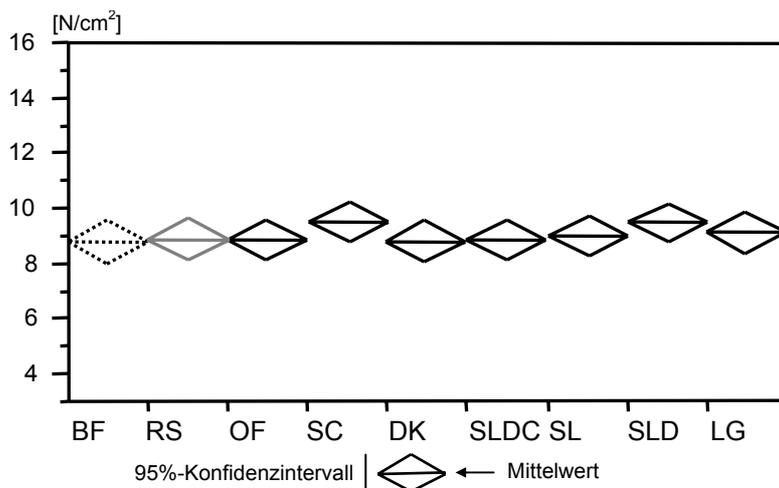


Abb. 13: Pm [N/cm²] im Bereich der Rückfußschale pro Messkondition

Somit kann nach deskriptiver Beurteilung, präzisiert auf die einzelnen Funktionselemente und Bezug nehmend auf die Fragestellung F1 und die Hypothese $H_{F1-Druck}$, folgender Schluss gezogen werden:

1. Eine Längsgewölbestütze ruft eine Änderung (Erhöhung) der plantaren Druckverteilung hervor.
2. Eine Cuboidstütze ruft nur isoliert in einer Einlage verbaut eine Änderung der plantaren Druckverteilung hervor.
3. Ein Detorsionskeil, oder eine Schale (mit Rückfußklammer) verändern den Druck an der plantaren Fläche nicht.

Die Ergebnisse der weiteren Messgrößen werden ebenfalls deskriptiv dargestellt. Die Messgröße P_{max} liefert vergleichbare Ergebnisse wie P_m . In der Analyse des Effektes einzelner Funktionselemente bringt P_{max} somit keinen zusätzlichen Informationsgewinn. Bezogen auf den ganzen Fuß zeigt P_{max} hohe Werte für die Barfußkondition. Der Referenzschuh dämpft diese Druckspitzen deutlich. Die Einlagenbedingungen dämpfen ebenfalls P_{max} , allerdings nicht so deutlich wie der Referenzlaufschuh (Abb. 14).

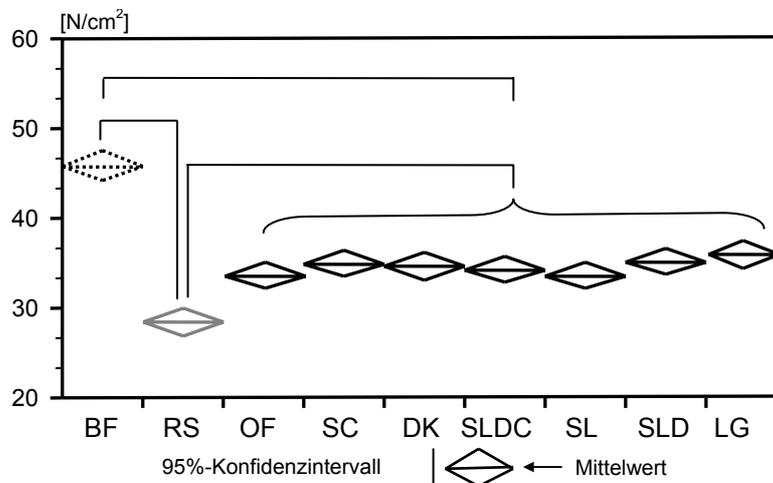


Abb. 14: P_{max} [N/cm²] unter dem Gesamtfuß pro Messkondition

Für die Betrachtung der generellen Effekte durch unterschiedliche Einlagenbedingungen dient die 4SD-Maske. Abb. 15 zeigt P_{max} in Vorfuß-, Mittelfuß-, Rückfuß- und Zehenbereich für ausgewählte Konditionen wie Barfuß, Referenzschuh, ohne Längsgewölbestütze (OF) und mit Längsgewölbestütze (SL):

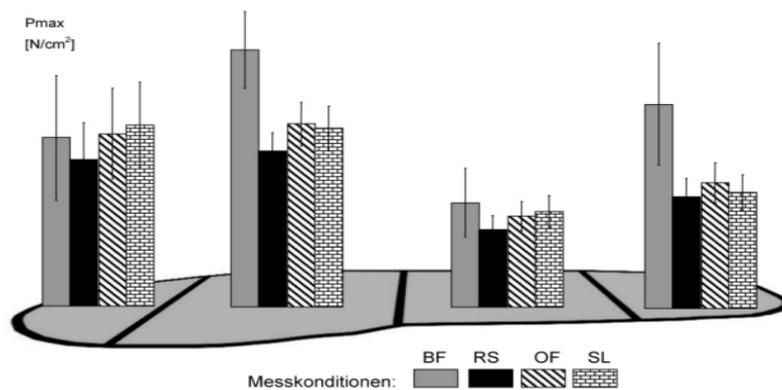


Abb. 15: Pmax in Regionen der 4SD-Maske

Hier ist wiederum zu erkennen, dass barfuß die höchsten Druckspitzen in den einzelnen Regionen erreicht werden. Allerdings sind Unterschiede durch Einlagen nicht so exakt abzubilden wie in den vorangegangenen elementspezifischen Ergebnissen der AFE-Maske.

Der Verlauf des Center of Pressure wurde ursprünglich auf Bodenreaktionskraftdaten basierend, zur funktionalen Beschreibung des Abrollvorgangs eingesetzt (Cavanagh et al. 1990, Scranton et al. 1982). Seit mit Druckmesssystemen plantare Druckverteilungen im Schuh messbar sind, werden diese Systeme vorwiegend für oben angesprochene Fragestellungen benutzt (Nigg et al. 2003b).

Veränderungen des Verlaufs des Center-of-Pressure verdeutlichen in der vorliegenden Untersuchung die Größen A_{lat} und A_{med} . A_{lat} erfährt durch die verschiedenen Bedingungen mit Längsgewölbestütze eine Verringerung. Barfuß werden hier die höchsten Werte erreicht. Diese sind nach Normalisierung auf die Fußlänge rund doppelt so hoch wie bei Einlagen mit Längsgewölbestütze. Dies bedeutet eine Medialisierung des CoP-Verlaufs in Einlagen mit medialer Längsgewölbestütze (Abb. 16).

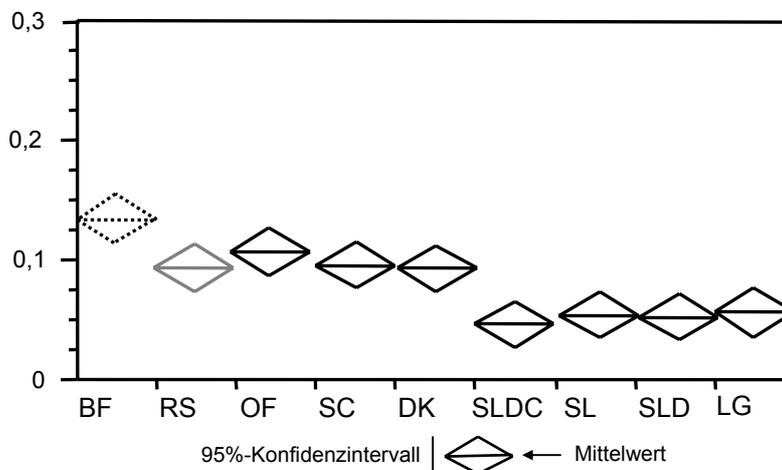


Abb. 16: A_{lat} – normalisiert auf die Fußlänge

Dagegen bleibt A_{med} von unterschiedlichen Einlagenbedingungen relativ unbeeinflusst. Es treten im Vergleich zu den Referenzbedingungen nur sehr geringer Vergrößerungen der Fläche A_{med} bei Einlagen mit Längsgewölbestütze auf (Abb. 17).

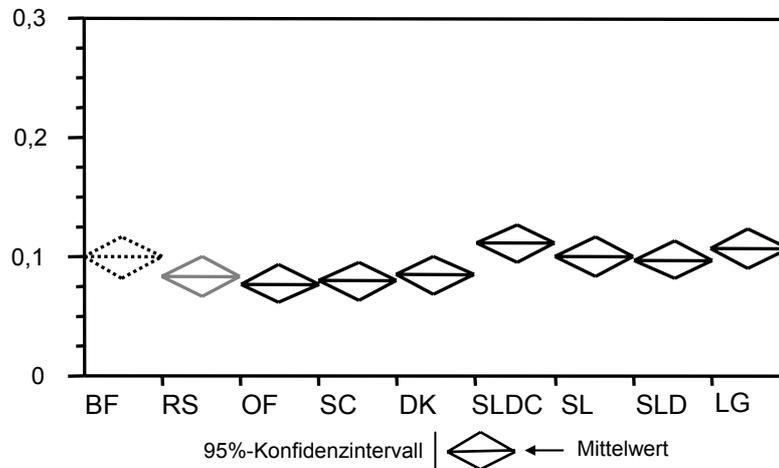


Abb. 17: A_{med} – normalisiert auf die Fußlänge

Zur Abschätzung, ob von bestimmten Elementen Effekte nicht nur direkt in der verorteten Region passieren, sondern auch benachbarte Regionen Beeinflussungen erfahren, wurde eine regionale Lastverteilungsanalyse durchgeführt. Dabei wurde das Kraft-Zeit-Integral (FTI) in den Bereichen der Funktionselemente auf die Gesamtbelastung normiert und in Bezug zur Einlagenbedingung ohne Funktionselemente (OF) dargestellt (Tab. 11).

Messkondition	Gesamtfuß	Längsgewölbestütze	Cuboidstütze	Detorsionskeil	Schale
BF	-5,1 ±3,6	-51,6 ±6,8	-39,5 ±4,0	+19,4 ±2,9	-17,7 ±12,4
RS	-7,2 ±3,3	+16,2 ±6,2	-12,3 ±3,7	-2,6 ±2,6	+25,2 ±11,3
OF	0,0 ±3,1	0,0 ±5,8	0,0 ±3,5	0,0 ±2,5	0,0 ±10,6
SC	-0,3 ±3,1	-8,1 ±5,9	-3,7 ±3,5	-0,6 ±2,5	+29,9 ±10,7
DK	-1,1 ±3,2	-7,3 ±6,1	+17,4 ±3,6	+1,6 ±2,6	+16,3 ±11,0
LG	-3,0 ±3,4	+78,3 ±6,3	-11,3 ±3,8	-1,1 ±2,7	+19,6 ±11,6
SL	+4,3 ±3,2	+76,2 ±6,1	-8,9 ±3,6	0,0 ±2,6	+17,8 ±11,0
SLD	+1,2 ±3,1	+67,3 ±5,9	-11,4 ±3,5	+2,3 ±2,5	+18,9 ±10,8
SLDC	+0,1 ±3,2	+70,3 ±6,0	+1,4 ±3,6	-0,2 ±2,5	+14,7 ±10,9

Tab. 11: Lastverteilungsanalyse: Regionales Kraft-Zeit-Integral normalisiert auf die Gesamtbelastung [%] in den Bereichen der Funktionselemente. Darstellung [%], Mittelwert, ±95%CI] normalisiert auf die Einlagenbedingung ohne Funktionselemente (OF).

Hier wird noch einmal der große Effekt einer Längsgewölbestütze deutlich. Das Force-Time-Integral erhöht sich in den Bedingungen mit Längsgewölbestütze um 67-78%. Eine Schalenform der Einlage kann aufgrund einer Erhöhung des Materials im Fersenbereich möglicherweise aufgrund des enger anliegenden Materials und der größeren belastenden Fläche ebenfalls für eine leichte Erhöhung des Drucks sorgen. Allerdings ist dies auch im

Referenzschuh aufgrund der Fersenkappe des Schuhs zu beobachten. Zusätzlich ist der lokale Einfluss von Einlagenelementen feststellbar. Benachbarte Regionen bleiben weitgehend unbeeinflusst. Eine Lastumverteilung auf andere Regionen findet nicht statt.

Elektromyographie

Für die Messgrößen der Zeitdomäne der muskulären Aktivierung ergeben sich für die gesunden Probanden keine relevanten Differenzen zwischen den Konditionen. Für den Beginn der Aktivierung ist barfuß ein minimal früherer Beginn erkennbar. Für den M. peroneus ist der Aktivierungsbeginn cirka 5-10% vor dem initialen Bodenkontakt (Abb. 18):

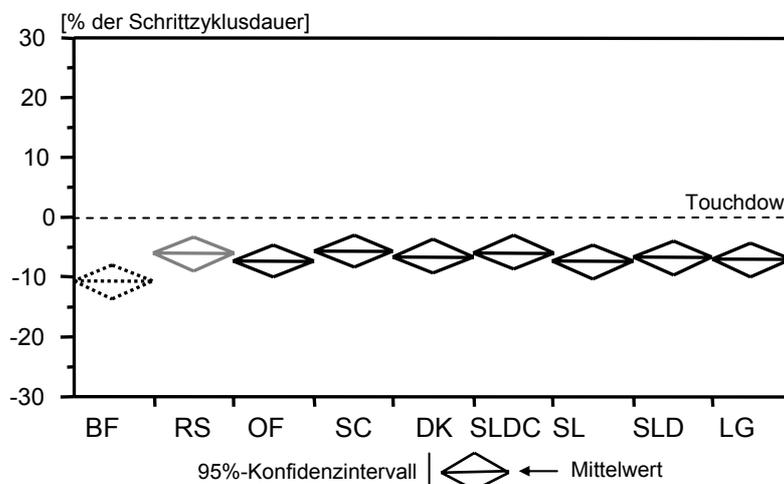


Abb. 18: Tini des M. peroneus longus pro Messkondition

Als Repräsentant der Streckschlinge kann der M. soleus gelten. Dieser beginnt näher am Bodenkontakt. Es ist kaum noch eine Voraktivierung feststellbar (Beginn 2-4% vor Bodenkontakt), bei gleichzeitig sehr geringem 95%-Konfidenzintervall (Abb. 19).

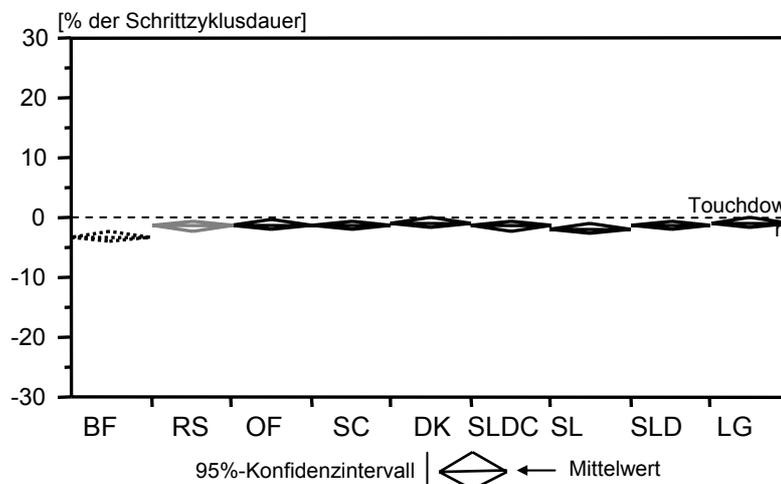


Abb. 19: Tini des M. soleus pro Messkondition

Genauso verhält es sich bei den anderen Zeitmessgrößen Tges und Tmax. Bei beiden Größen treten im Mittelwertsvergleich der Konditionen keine Unterschiede auf. Beispielhaft dafür soll Tmax des M. gastrocnemius medialis stehen. Das Maximum der Aktivierung tritt in etwa bei 20% nach dem initialen Bodenkontakt auf (Abb. 20).

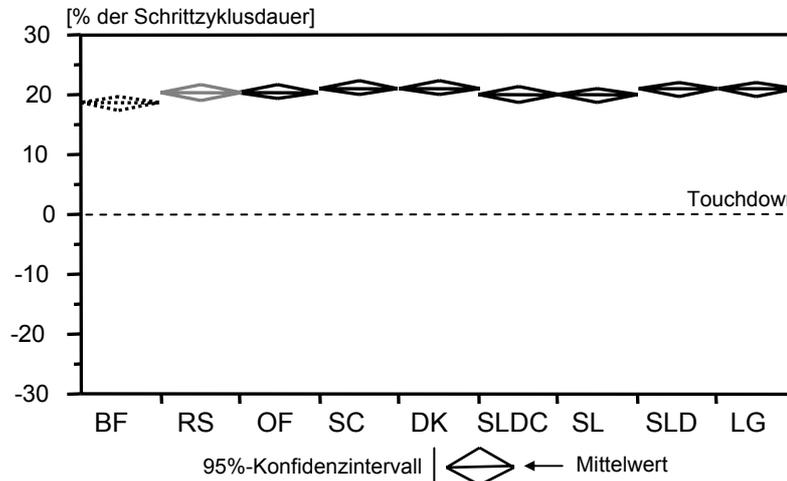


Abb. 20: Tmax des M. gastrocnemius medialis pro Messkondition

Für die Amplitudenmessgrößen in den verschiedenen Phasen des Gangzyklus führt der Mittelwertsvergleich der Messkonditionen zu sehr vergleichbaren Ergebnissen wie bei den Zeitmessgrößen. Insgesamt ergeben sich auch hier keine relevanten Unterschiede zwischen barfuß, Schuh und den Einlagenbedingungen. Eine Modulation des Bewegungsmusters durch Veränderungen des Interface Fuß/Untergrund findet, zumindest mit den genannten Größen eruiert, bei Gesunden nicht statt. Die Amplituden in der Phase der Voraktivierung sind für alle Messkonditionen vergleichbar. Der M. peroneus zeigt dort eine Voraktivierungshöhe die in etwa 75% der mittleren Amplitude des gesamten Zyklus umfasst (Werte um 0,75, Abb. 21).

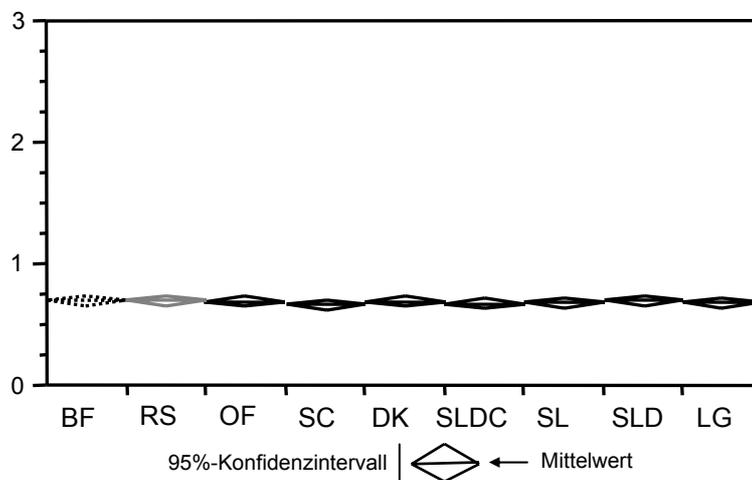


Abb. 21: Amplitude des M. peroneus longus pro Messkondition

In der Phase der Weight-Acceptance werden ungefähr doppelt so hohe Aktivierungshöhen im Vergleich zur mittleren Amplitude des Zyklus erreicht (Abb. 22).

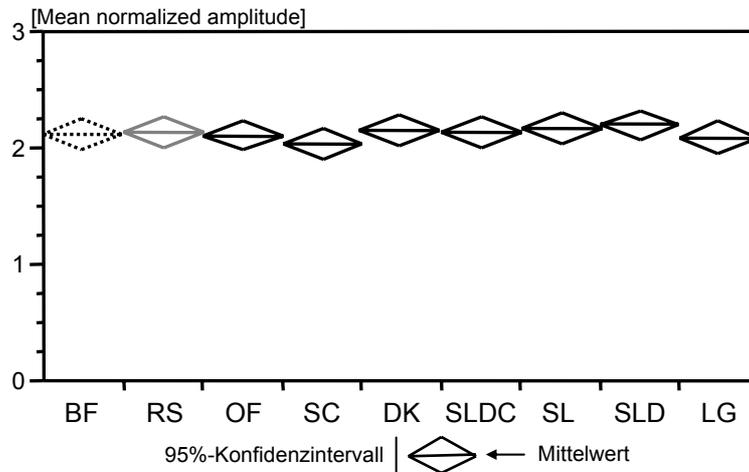


Abb. 22: Awa des M. peroneus longus pro Messkondition

In der Phase des Push-Off sind ebenfalls keine Unterschiede zwischen den Messbedingungen zu beobachten. Die Aktivierung des M. soleus in der Phase des Abdrucks beträgt cirka 200-230% der mittleren Amplitude auf (Abb. 23).

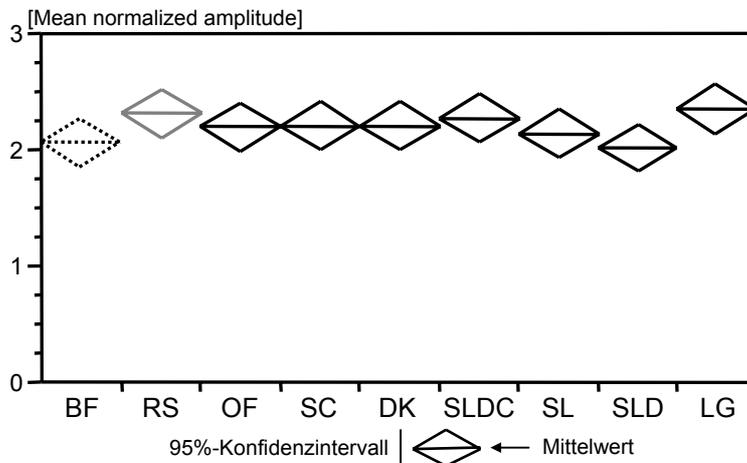


Abb. 23: Apo des M. soleus pro Messkondition

So ist im Hinblick auf F1 und die Hypothese H_{F1-EMG} festzuhalten, dass bei alleiniger Betrachtung der Aktivierungshöhe (Apre, Awa, Apo), keine Änderung durch die Untersuchungsbedingungen hervorgerufen werden.

Kombinierte Betrachtung von plantarer Druckverteilung und Elektromyographie

In der zusammenhängenden Darstellung von plantarer Druckverteilung (hier durch Pmax) und Größen des EMGs wird versucht, wechselseitige Einflüsse durch Änderungen der Mechanik an der Fußsohle und muskulärer Aktivität aufzuzeigen. Bei der Darstellung von Pmax unter dem Längsgewölbe und der Amplitude in der Weight-Acceptance des M.

peroneus longus über alle Konditionen wird ein moderater Zusammenhang sichtbar. Mit steigendem Druck unter dem Längsgewölbe steigt die Aktivität des M. peroneus longus (Abb. 24, S.57).

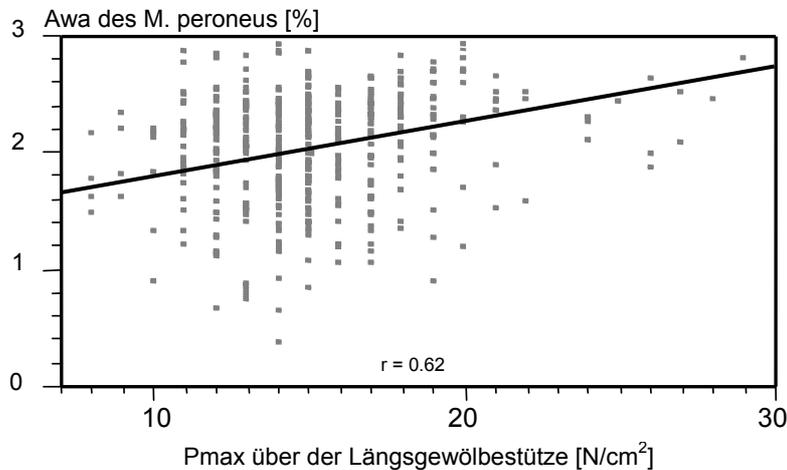


Abb. 24: Zusammenhang von Awa des M. peroneus und Pmax unter dem Längsgewölbe über alle Konditionen.

Werden alle Konditionen ohne Längsgewölbestütze (Barfuß, Referenzschuh, Einlagen ohne LG) und jene mit Längsgewölbestütze getrennt betrachtet und der oben beschriebene Zusammenhang abgebildet, wird dies noch einmal deutlich (Abb. 25).

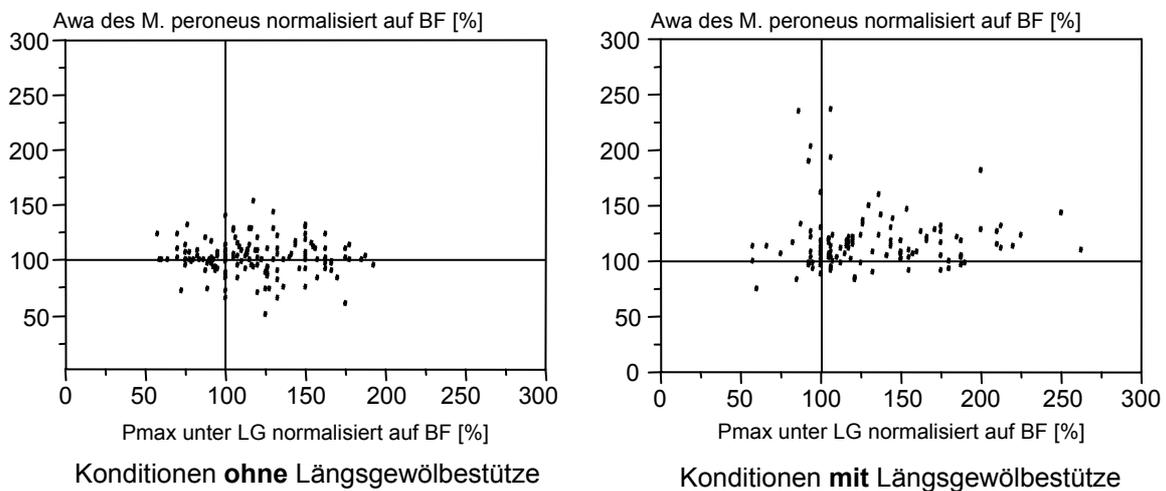


Abb. 25: Auf BF normalisierter Pmax unter dem Längsgewölbe (x-Achse) in Bezug zur auf BF normalisierten Awa des M. peroneus longus (y-Achse) für die Bedingungen ohne (links) und mit (rechts) Längsgewölbestütze.

Die Bedingungen ohne Längsgewölbestütze gruppieren sich eng um das Fadenkreuz, das 100% Pmax und 100% Awa, also die Barfußbedingung repräsentiert. Durch Messkonditionen mit Längsgewölbestütze wird die Punktwolke aufgesprengt. Es liegen dort vermehrt Punkte oberhalb der 100%-Linie der Awa, was einer Erhöhung der

Muskulären Aktivität entspricht. Die Aufsplitterung der Punktwolke spiegelt sehr individuelle Reaktionsweisen wieder.

3.2.3 Diskussion der Voruntersuchung und Konsequenzen

Reliabilitätsprüfung

Obwohl die beiden Hauptmethoden Elektromyographie und plantare Druckverteilung in der Literatur bei sinnvoller Anwendung als reliable Methoden beschrieben werden (Arsenault 1986, Bäurle et al. 1999 & 2001b, Gollhofer et al. 1990, Hisao et al. 2002, Karamanidis et al. 2002, Kernozek et al. 1996, 2000, Kleissen et al. 1997, McPoil et al. 1995, Shiavi et al. 1998, Winter & Yack 1987), wurde das eigenentwickelte Messsetup einer Reliabilitätsprüfung unterzogen. Damit kann die Reproduzierbarkeit der im spezifischen Setup erhobenen Daten bewertet werden. Grundsätzliche Überprüfungen der plantaren Druckverteilungsmessung und des spezifischen Systems von Novel[®] (pedar mobile[®]) sind in der Literatur beschrieben. So untersuchten McPoil et al. 1995 Differenzen zwischen Normalkräften und den mit pedar mobile[®] erhobenen Messwerten. Dabei konnten von Messversuch zu Messversuch, als auch von Messtag zu Messtag, lineare Korrelationen und ein Intra-Class-Correlation-Coefficient von größer 0.95 festgestellt werden (McPoil et al 1995). Bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten konnten Kernozek et al. 1996, 2000 ab einem Durchschnittsschritt, gemittelt aus 9 Einzelschritten eine hohe Reliabilität ($r > 0,9$) für verschiedene regional untersuchte Messgrößen bestätigen (Kernozek et al. 1996, 2000). Für die wissenschaftliche Anwendung am geeignetsten halten Hisao et al. 2002 das pedar mobile[®] System. Bei sachgemäßer Kalibration scheint es dem F-Scan[®] System, bei deutlich niedrigerer Messvariabilität, überlegen zu sein (Hisoa et al. 2002). Gründe dafür sind in der Sensortechnik zu sehen. Quesada et al. empfehlen für wissenschaftliche Fragestellungen, aufgrund der besseren Reproduzierbarkeit, kapazitive Systeme wie das System von Novel[®] (Quesada et al. 2000). Eigene Vorstudien konnten für Gangbedingungen ähnliche Werte wie in der Literatur beschrieben, zeigen. Mit den 3 beschriebenen Reliabilitätskriterien wurden für Messgrößen des Center-of-Pressure TRV-Werte von 8-16%, ein erfülltes WBA und r-Werte von 0,8-0,93 ermittelt (Bäurle et al. 2001a). Hier ist anzumerken, dass experimentelle Überprüfungen mit definierten Belastungen durch Gewichte keinesfalls das dynamische Verhalten der Messsysteme in jeweiligen realen Messsituationen im Gehen oder Laufen widerspiegeln. Eine insgesamt schlechtere Reproduzierbarkeit bei der Überprüfung im vorgestellten Setup in einer Laufbelastung ist deshalb zu erwarten

(Quesada et al. 2000). Das vorgestellte Messsetup liefert bei Laufbedingungen TRV-Werte in derselben Größenordnung wie bei der Gangbewegung. Niedrige Werte für r und ein nicht erfülltes WBA, bei trotzdem guter TRV (4SD-Maske: P_{max} Mittelfuß) sind auf die geringe Gruppengröße zurückzuführen. Insgesamt sind Verschlechterungen der Reliabilität in kleinen Fußregionen (Beispiel: Zehenbereich in 4SD-Maske: $r=0,62$, $TRV=23,9\%$, WBA: nicht erfüllt) festzustellen. Eine Unterteilung des Fußes in sehr kleine Areale ist daher in der Auswertung als nicht reliabel und deshalb als wenig sinnvoll anzusehen. Dabei kommt es zusammen mit der zeitlichen Auflösung von 50Hz zu einer geringen Bildrate für die Region und damit einhergehend zu einer Erhöhung der Variabilität (Müller et al. 2002).

Für die neuentwickelte AFE-Maske kann konstatiert werden, dass die dort definierten Fußareale, in gleichem Maße zuverlässig zu erhebende Messgrößen liefern, wie die Standardmasken der Auswertesoftware des Herstellers (Novel[®]). Die 4SD-Maske wird zukünftig, da sie bezüglich der Funktionselemente kein Informationsgewinn zur AFE-Maske darstellt, nicht weiter verwendet. Eine Umstellung der Auswertung, wie auch eine Änderung des beschriebenen Messdesigns wird deshalb aufgrund der Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung nicht erforderlich. Die plantaren Druckverteilungsmessungen sind zuverlässig möglich.

Die Ableitung der elektromyographischen Aktivität erfolgte mittels Oberflächenelektromyographie, da die durchschnittliche Aktivität oberflächlich liegender Muskeln damit zuverlässiger zu erfassen sind als bei einer Ableitung mit Nadelelektroden (Komi & Burskirk 1970, Jacobsen et al. 1995, Preece et al. 1994). Es werden dabei mehrere motorische Einheiten erfasst. Das Signal spiegelt somit ein Interferenzmuster oder Summenpotential aus vielen Einzelsignalen wider. Winter und Yack konnten in der unteren Extremität eine höhere Variabilität der EMG-Signale distal gelegener Muskeln nachweisen. Proximal gelegene Muskulatur lässt sich demnach zuverlässiger analysieren (Winter & Yack 1987). Durch Mittelung mehrere Bewegungszyklen kann die Variabilität positiv beeinflusst werden. Üblicherweise werden, wie im vorliegenden Messdesign 10 Bewegungszyklen, respektive Schrittzyklen gemittelt, um ein repräsentatives Profil zu erhalten (Arsenault 1986, Guidetti et al. 1996, Shiavi et al. 1998). Bei standardisierten Ableitbedingungen und kontrollierter Elektrodenplatzierung sind reproduzierbare Signale zu erwarten (Kleissen et al 1997). Zur Kontrolle von Cross-Talk wurden muskelspezifische Tests vor Messbeginn durchgeführt und die Signale visuell am Bildschirm kontrolliert. Aktivität in hochaktiven benachbarten Muskeln kann am ehesten zwischen M. tibialis

anterior und M. peroneus longus beobachtet werden (siehe Abb. 9) (vgl. dazu Koh & Grabiner 1992). Das absolute Cross-Talk Ausmaß wird jedoch selten als so problematisch angesehen, dass muskelspezifische Aussagen unmöglich werden würden (Winter et al. 1994, Ounpuu et al. 1997).

In der Literatur sind bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen Reliabilitätskoeffizienten von größer 0,85 für Amplituden des EMG beschrieben (Gollhofer et al. 1990). Für zyklische Bewegungen konnten eigene Voruntersuchungen bei $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ mit den vorgestellten Reliabilitätskriterien eine zufriedenstellende Wiederholbarkeit zeigen (Baur et al. 2003, Bäurle 2001a). Die Ergebnisse weisen bei einer insgesamt sehr niedrigen TRV (8,3-13,9%) auf eine sehr gute Wiederholbarkeit hin. Niedrige Produkt-Moment-Korrelationen [r] und knapp nicht erfüllte WBAs sind am ehesten mit niedrigen Fallzahlen bzw. Datenpaaren zu erklären.

Als nicht ausreichend zuverlässig ist die Bestimmung des Beginns der Aktivierung anzusehen. Trotz eines guten r-Wertes von 0,86, scheint eine Test-Re-Test-Variabilität von 42,1% als deutlich zu hoch. Mögliche Gründe dafür mögen in der komplett computergestützten Auswertung liegen (Di Fabio 1987). Zusätzlich kann die angewendete Methode zur Bestimmung des Beginns der Aktivierung, obwohl aktuell auch noch verwendet, (Überschreiten der 10%-Schwelle des Maximums) negative Auswirkungen auf die Wiederholbarkeit haben (Hardin et al. 1998, O'Connor & Hamill 2004). Laut Hodges & Bui 1996 ist eine solche Bestimmung zu variabel, da das Maximum selbst schon hoher Variabilität ausgesetzt ist (Hodges & Bui 1996). Andere gängige Methoden wie eine Schwellendefinition von +2 Standardabweichungen des Mittelwertes des Grundrauschens bei keiner Muskelaktivität sind mit ähnlichen Reliabilitätsproblemen behaftet (Karamanidis et al. 2002). Für die Bestimmung des „Onsets of Activation“ besteht insbesondere für die Ganganalyse derzeit noch kein allgemeiner Konsens. Rein subjektive Bestimmungen durch trainierte Auswerter wurden in der Vergangenheit angewandt, aber als nicht standardisiert klassifiziert (Lynch et al. 1996). Es wird bei schwach ansteigenden Signalen und durchschnittlicher Hintergrundaktivität (background noise), wie es bei zyklischen Laufbewegungen erwartet werden kann, eine niedrige Schwelle (+1SD vom Mittelwert des Ruhesignals) zur Bestimmung des Beginns der Aktivierung empfohlen (Hodges & Bui 1996). Neben der zukünftigen Adaptation dieses Kriteriums wird gleichzeitig neben der computerbasierten, standardisierten Auswertemethode in einer Plausibilitätskontrolle visuell, d.h. mit graphischer Kontrolle die Bestimmung des Beginns akzeptiert oder korrigiert (Di Fabio 1987, Hodges & Bui 1996). Dazu werden in

Microsoft[®]-Excel[®] (MS Office XP Professional[®]) Auswertemodule programmiert, welche oben genannte visuelle Kontrolle auf Basis der Ensemble Averages zulassen. Dabei kann mittels visueller Kontrolle und eines möglichen manuellen Eingriffs in die Daten, der berechnete Wert akzeptiert oder angepasst werden. Zur Signalsoptimierung und Reduktion von Störsignalen werden in Zukunft Kabel mit integrierter Vorverstärkung (direkt nach Signalableitung an den Elektroden) verwendet. Zusätzlich kommt ein neuer Verstärker und A/D-Wandler (Eigenentwicklung des Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg: EISA 19-6, Modelljahr 2002) und eine neue Mess- und Auswertesoftware auf LabVIEW[®]-Basis zum Einsatz. Für die weiterführende Interventionsstudie dürfte dies eine deutliche Verbesserung, nicht nur für die Wiederholbarkeit, sondern insbesondere auch für die Validität, der elektromyographischen Methodik darstellen.

Plantare Druckverteilung und Elektromyographie

Die im lateralen Rück- bzw. Mittelfuß verortete Cuboidstütze zeigt keine deutlichen Wirkungszusammenhänge zwischen einer Veränderung der Druckverteilung und einer Modulation der muskulären Ansteuerung, zumal der Effekt einer Druckerhöhung durch die Stütze in Kombination mit anderen Elementen sich wieder abschwächt. Aus methodisch-praktischer Sicht mag ein möglicher Effekt einer Cuboidstütze in einer zusätzlichen Stabilisierung des Fußes in Kombination mit der Schale der Einlage zu begründen sein. Ein sinnvoller Einsatz dieses Elementes ist allerdings evidenzbasiert derzeit nicht begründbar. Der Effekt einer Schalenform im Rückfuß ist nach momentanem Kenntnisstand insbesondere in Kombination mit der Schnürung des Schuhs darin zu sehen, dass der Fuß gut im Schuh und über der Einlage mit ihren Funktionselementen (z.B. Position über der Längsgewölbestütze) gehalten wird. Insbesondere eine zusätzliche Rückfußklammer zeigt keinerlei Wirkung und kann als überflüssig betrachtet werden. Ein Detorsionskeil unter dem lateralen Vorfuß soll den Fußabdruck am Ende des Abrollvorgangs über die Großzehe unterstützen. Experimentell konnte in dieser Untersuchung allerdings keine Verlagerung der Druckbelastung unter den MFK I oder die Großzehe festgestellt werden. Somit bleibt der Einsatz eines Detorsionskeils eher praktisch ausgewiesenen Argumenten vorbehalten. Der insgesamt kürzere Verlauf des CoP im Vorfuß bei den hier untersuchten Schuhbedingungen gegenüber barfuß kann mit der im Schuh vorliegenden Vorfußsprengung erklärt werden. Diese soll ein Abrollen erleichtern, was offensichtlich auch der Fall ist. Möglicherweise kann der verkürzte CoP-Verlauf auch als Ausdruck einer reduzierten Vorfußflexibilität der Schuhbedingungen gewertet werden. Die gezeigten Veränderungen im Verlauf des CoP durch Längsgewölbeunterstützungen (CoP wandert

nach medial) bestätigen ähnlich erhobene Daten aus der Literatur (Nigg et al. 2003b). Einschränkung ist festzuhalten, dass interindividuelle Unterschiede im Ausmaß der Druckveränderungen auftreten. Dies deutet möglicherweise auf unterschiedliche Kompensationsmechanismen oder auf Unterschiede in der strukturellen Fußform hin. Grundsätzliche Unterschiede im Ausmaß des maximalen Drucks zwischen den Einlagenbedingungen und dem Referenzschuh sind in den größeren Dämpfungseigenschaften des Schuhs zu sehen. Einlagen auf EVA- und Polyadditionsschaumbasis, erhöhen daher offensichtlich P_{max} , ohne jedoch das Barfußniveau zu erreichen. Ob dadurch positive Effekte auf sensomotorische Regulationsprozesse möglich werden, bleibt mit dieser Untersuchung jedoch offen (Robbins et al. 1997b).

Unter Berücksichtigung der oben angesprochenen Bewertungen der funktionalen Elemente einer Sporteinlagenversorgung lässt sich evidenzbasiert nur für die Längsgewölbestütze eine Wirkung ablesen. Für die Interventionsstudie bedeutet dies, dass eine Beschränkung genau auf dieses Element vorgenommen wird, wobei neben dem Aufbau das Material entscheidend ist. Hier kamen vertikal aufgebaute Einlagen auf Polyadditionsschaumbasis mit einem EVA-Kern im Unterbau zur Anwendung. Dieses druckgeschäumte Material hat den Vorteil, dass Ausprägungen der Funktionselemente individuell ausgeformt werden können. Darüber hinaus ist die Einlage in Abrollrichtung sehr flexibel. Dies kommt dynamischen Bewegungsmustern im Sport entgegen.

Die verwendeten Einlagen- und Schuhbedingungen waren im Mittelwertsvergleich nicht in der Lage das muskuläre Aktivierungsmuster in der vorgestellten gesunden Probandengruppe relevant zu beeinflussen (vgl. Scheuffelen et al. 1993). Es konnten lediglich geringe Unterschiede wie beispielsweise der frühere Beginn der Aktivierung im Vergleich von Laufen in Schuhen und Barfußlaufen festgestellt werden. Fraglich ist allerdings, ob diese Unterschiede auch als biologisch relevant zu interpretieren sind (Hreljac 1999, Mayer et al. 2001b, Xu et al. 1999). Der frühere Aktivierungsbeginn im Barfußlauf ist möglicherweise Ausdruck eines verstärkten Sicherheitsverhaltens, das auf dem harten aber „instabilen“ Untergrund des Laufbandes aufzutreten scheint (Wank et al. 1998). Obwohl die Druckverhältnisse an der Fußsohle ungeachtet der individuellen Fußform variieren, wird die zeitliche Koordination der muskulären Aktivität nicht im selben Maß moduliert. Im Gegensatz dazu ist bisher bekannt, dass vor allem Patienten mit Achillessehnenbeschwerden im Schuh eine andere Bewegungsmodulation aufweisen als Gesunde (Mayer et al. 2001b). Einlagen können somit hier im Unterschied zu Gesunden

unter Umständen nicht nur die Druckverteilung beeinflussen, sondern auch das Bewegungsmuster regulieren bzw. modulieren. Möglicherweise sind die erfassten Veränderungen der plantaren Druckverteilung bei Gesunden als Inputsignale auf den Fuß zu werten. Unbestritten ist die Wichtigkeit der Sensibilität der Fußsohle, so dass durchaus angenommen werden kann, dass darüber afferente Signale aufgenommen werden können, um Bewegungsmuster zu steuern (Dietz & Duysens 2000, Stevens & Choo 1996, Van Deursen & Simoneau 1999). Gerade unter dem Längsgewölbe, wo eine Druckerhöhung mittels einer medialen Stütze möglich ist, wurde nachgewiesen, dass die Sensibilität an der Fußsohle besonders ausgeprägt ist (Nurse & Nigg 1999). Die prinzipielle Druckerhöhung durch Einlagen im Vergleich zum Lauf im Referenzschuh deutet in diese Richtung. Möglicherweise sind die Zwischensohlen konventioneller Laufschuhe als zu weich anzusehen. Untersuchungen zu Veränderungen der plantaren Sensibilität durch weiche Standunterlagen bestätigen veränderte afferente Informationen, welche zu Instabilität und muskulären Kompensationsmechanismen führen können (Chiang & Wu 1997, Robbins et al. 1992, 1997b, Robbins & Waked 1997a). Das durch die Einlage härtere Interface zwischen Fuß und Untergrund ist möglicherweise in der Lage diese Information weniger gefiltert zu vermitteln.

Kombinierte Betrachtung von plantarer Druckverteilung und Elektromyographie

Der aus den Ergebnissen abzuleitende Zusammenhang zwischen der Aktivierungshöhe des M. peroneus longus und der Druckverteilung unter dem Längsgewölbe des Fußes kann als weiteres Indiz für Bewegungsanpassungen durch Veränderung der plantaren Druckverteilung gelten. Der Effekt einer Längsgewölbestütze wäre damit nicht ausschließlich mechanisch erklärbar. Dieser Effekt ist bei isolierter Betrachtung der muskulären Aktivität mittels eines Mittelwertvergleich der Konditionen nicht ablesbar. Ein Zusammenhang konnte erst durch eine, in einem zweiten Schritt durchgeführten, kombinierten Betrachtung von EMG und Größen der Druckverteilung (P_{max}) bestimmt werden: Bei dieser Analyse wurde unabhängig von der Kondition ein möglicher Zusammenhang von muskulärer Aktivität und mechanischer Veränderung am Interface Fuß-Einlage ermittelt. Dies bedeutet, dass unter dem Längsgewölbe ein hoher Druck nicht zwangsläufig durch eine hohe Längsgewölbestütze bedingt sein muss, sondern unabhängig von der Ausprägung, zu einer hohen Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase führt. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass Reaktionen auf ein Funktionselement sehr individuell sein können. So kann beispielsweise eine niedrige Stütze trotzdem einen hohen maximalen Druck hervorrufen, in dessen Folge auch eine höhere EMG-Aktivität des M.

peroneus longus zu beobachten ist. In einem anderen individuellen Fall kann demgegenüber eine sehr hohe Stütze nur zu einer moderaten Druckerhöhung führen, was dann auch keine höhere muskuläre Aktivität mit sich bringen muss.

Zusätzliche elektromyographische Messgrößen wie die Berechnung von Kokontraktionsmustern zwischen M. tibialis anterior und M. peroneus, oder zwischen M. tibialis anterior und den Muskeln der Strecksehne bieten gegebenenfalls wichtige Zusatzinformationen, die durch Einzelbetrachtungen der Muskeln nicht sichtbar werden. Für die Interventionsstudie werden Berechnungen der Co-Kontraktionsmuster der Unterschenkelmuskulatur mit in die Auswertung aufgenommen (Gollhofer & Kyröläinen 1991).

Konsequenzen für die Interventionsstudie

Zusammenfassend werden für das Design und die Durchführung der Interventionsstudie folgende Schlussfolgerungen gezogen:

1. Das Messsetup liefert zuverlässige Daten mit guter Reproduzierbarkeit.
2. Die Methodik der plantaren Druckverteilungsmessung kann unverändert beibehalten werden. Für die Analyse der funktionenselementspezifischen Effekte durch eine Sporeinlage wird die AFE-Maske verwendet. Die Auswertemasken 4SD und PRC bieten dafür keine Zusatzinformation und werden nicht weiter angewandt.
3. Die Messgröße P_m liefert die gleiche Aussage wie P_{max} .
4. Die Elektromyographie erhält Hard- und Softwaremodifikationen zur Verbesserung der Signalqualität und Optimierung der Auswerterroutinen.
5. Zusätzliche elektromyographische Messgrößen wie die Berechnung von Kokontraktionsmustern werden in die Auswertung aufgenommen.
6. Die Normalisierung der EMG-Amplituden wird zur intersubjektiven Vergleichbarkeit verändert. Bisher wurde auf mittlere Amplitude der jeweiligen Messbedingung normalisiert. Die Gefahr besteht, dass dabei Treatmenteffekte „herausnormalisiert“ werden. Deshalb wird zukünftig auf die mittlere Amplitude der Referenzbedingung barfuß normalisiert (Scheuffelen et al. 1993)
7. Der Längsgewölbestütze ist als einzigem funktionalem Schuheinlagenelement eine Wirkung zuzuschreiben. In der folgenden Intervention werden Schuheinlagen mit diesem Element bestückt.

3.3 Analyse der Effektivität einer präventiven und therapeutischen Sporteinlagenversorgung

3.3.1 Untersuchungsgut und Methode

Untersuchungsgut: Gruppeneinteilung und Einschlusskriterien:

Es wurden für die Studie männliche Laufsportler rekrutiert. Als Basiseinschlusskriterien wurde formuliert, dass für eine homogene Studienpopulation das Alter über 18 Jahre liegen sollte und das fünfzigste Lebensjahr bei Studieneinschluss noch nicht vollendet sein darf. Das wöchentliche Laufpensum musste zudem mindestens 32km pro Woche betragen. Dieses Laufpensum wurde gewählt, da ein Laufumfang von mehr als 32km pro Woche als ein erhöhtes Risiko für die Entstehung von Beschwerden angesehen wird (Hootman et al. 2001, Macera 1992, Yeung & Yeung 2001). Bei einer Probandengruppe mit diesem regelmäßig hohen Laufpensum ist darüber hinaus für die biomechanischen Tests mit einem sehr stabil ausgeführten Laufmuster auszugehen, welches wenig durch die Laborsituation auf dem Laufband beeinflusst ist (Cavanagh 1990).

Als Ausschlusskriterien wurde definiert: Medikamentöse Behandlungen während der letzten 6 Monate oder eine regelmäßige Medikamenteneinnahme, akute oder chronische Allgemeininfekte, Alkoholabusus, Vorliegen von Diabetes Mellitus, Teilnahme an einer anderen klinischen Studie innerhalb der letzten 30 Tage und eine zu große räumliche Distanz zwischen Wohnort und Prüfzentrum.

In der Aufteilung für die Studienteile „Prävention“ (F3) und „Therapie“ (F4) ergeben sich weiter die folgenden Einschlusskriterien für die beiden Subgruppen:

Die Teilnehmer zur Untersuchung des präventiven Effektes einer Einlage mussten bei Studieneinschluss beschwerdefrei sein (im weiteren Verlauf auch als „gesund“ bezeichnet). Diese Beschwerdefreiheit musste mindestens seit 6 Monaten bestehen. Weiter durfte im letzten halben Jahr vor Einschluss keine konservative Therapie (Antiphlogistika, Physikalische Therapie, Physiotherapie, sensomotorisches Training, neue Einlagenversorgung, etc.) oder Operationen am Stütz- und Bewegungsapparat erfolgt sein. Bei den Probanden für den Untersuchungsteil zur Überprüfung des therapeutischen Effektes einer Sporteinlage mussten klassische Überlastungsbeschwerden, welche auf das Lauftraining zurückzuführen sind, vorliegen. Zu diesen Überlastungsbeschwerden zählten: chronische Achillessehnenbeschwerden (Tendinosen), Plantarfasciitis, Iliotibiales Schmerzsyndrom, Patellaspitzensyndrom, Femoropatellares Schmerzsyndrom, Metatarsalgie, Periostitis tibiae und rezidivierende Rückenbeschwerden (Mayer et al. 2001). Ausgeschlossen wurden akute entzündliche Reaktionen. Dies wurde in einer

orthopädischen Untersuchung vom selben Prüfarzt festgestellt. Die Beschwerden mussten unbehandelt sein und keine Therapie durfte in den letzten 6 Monaten vorgenommen worden sein. Neben den oben beschriebenen Ein- und Ausschlusskriterien durfte keine Voroperation an der Beschwerderegion vorliegen.

Drop-outs:

Insgesamt wurden 129 Läufer für die Studie rekrutiert. Für F3 und den Präventionseffekt wurden ursprünglich 66 Probanden akquiriert. Davon erfüllten 5 nicht die Einschlusskriterien. Zwei waren nicht beschwerdefrei und erhielten in jüngerer Vergangenheit krankengymnastische Behandlungen. Die anderen drei erreichten nicht den geforderten Trainingsumfang von mindestens 32km pro Woche. Somit wurden 61 Läufer für die Frage des Präventionseffektes eingeschlossen.

Der lange Beobachtungszeitraumes von 40 Wochen (2x20 Wochen) führte aufgrund fehlender Compliance im Gesamtverlauf der Studie zu einer Drop-out-Anzahl von n=11. Im Zeitraum von der Eingangsmessung bis zur Hälfte des Untersuchungszeitraumes konnten 8 Probanden aufgrund von Wohnortwechsel die Studie nicht fortsetzen. In der zweiten Hälfte der Studie mussten ein Proband aufgrund eines Bandscheibenvorfalles und ein Läufer aufgrund einer Sprunggelenksdistorsion ihr Lauftraining einstellen. Dies führte zum Ausschluss aus der Studie. Nach abschließendem Monitoring am Ende des Beobachtungszeitraumes musste ein weiterer Proband ausgeschlossen werden. Er erreichte nicht die geforderten 32km pro Woche an Trainingsumfang. Folglich stehen zur abschließenden Analyse von Fragestellung F3 50 Probanden zur Verfügung (randomisiert in die Gruppen: Kontrolle (CO): 25; Einlage (EL): 25).

Für F4 (Therapieeffekt) wurden 63 Läufer rekrutiert. Nach Abklärung der Beschwerdebilder und Untersuchung durch den Prüfarzt konnten 12 Probanden aufgrund nicht als Überlastungsbeschwerden zu wertende Beschwerden keinen Eingang in die Studie finden. 51 Läufer erfüllten alle Kriterien.

Diagnosen der Beschwerdebilder	[n]
Chronische Achillessehnenbeschwerden (Tendinosen)	15
Femoropatellares Schmerzsyndrom (FPSS)	8
Rez. Lumbago	6
Plantarfasziitis	5
Iliotibiales Bandsyndrom	4
Periostitis tibiae	4
Patellaspitzensyndrom	3
Metatarsalgie	1
Periostitis am MFK	1
Tendinose M. vastus medialis	1
Tendinose M. tibialis posterior	1
Ansatzendinose Pes anserinus	1

Tab. 12: Verteilung der Überlastungsbeschwerden im Studienteil „Therapie“.

Die Verteilung der Überlastungsbeschwerden ist in Tab. 12 aufgeführt. Ein Proband erschien nicht zur ersten biomechanischen Messung und 4 weitere Probanden wurden aufgrund unzureichender Compliance nach Messtag 1 ausgeschlossen. Sie zeigten kein Interesse mehr an der Studie, ließen eine zuverlässige Trainings- und Schmerzdokumentation vermissen, oder liefen keine 32km mehr pro Woche. Nach abschließendem Monitoring an Messtag 2 erfolgte der Ausschluss von 7 weiteren Probanden: Ein Proband klagte über Beschwerden im Zusammenhang mit einer vorangegangenen Borelioseerkrankung. Aufgrund unklarer Überlagerung mit seinen laufspezifischen Beschwerden wurde der Proband ausgeschlossen. Drei Probanden wandten zusätzliche Therapiemaßnahmen an (Medikament: 2; Fersenkeil: 1). Bei drei Probanden stellten sich nach Durchsicht der Krankenakten heraus, dass die ursprünglich geltenden Einschlusskriterien doch nicht erfüllt waren (Voroperation: 1; Meniskusschaden: 2). Somit blieben für die finale Analyse von F4 39 Probanden (randomisiert in die Gruppen: CO: 20; EL: 19) (Abb. 27, S. 76).

Untersuchungsablauf-Messmethodik

Die Interventionsstudie zur Effektivität einer präventiven und therapeutischen Einlagenversorgung lässt in der Betrachtung des vorgestellten Untersuchungsgutes die Bearbeitung der in Kapitel 2 formulierten Fragestellungen zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb des Längsschnittes zu.

Die Fragestellung F2 (Erfassung möglicher Unterschiede in der Bewegungsausführung zwischen gesunden Läufern und Läufern mit Überlastungsbeschwerden) erfolgt zu Beginn der Interventionsstudie in einem Querschnitt. Dort wurde unabhängig von der Gruppenrandomisation für die Intervention eine Analyse der Bewegungsmuster der gesunden und verletzten Läufer akut vorgenommen. Die Probandenzahl ist hier entsprechend hoch. So können alle ursprünglich eingeschlossenen 61 beschwerdefreien (HE = „Healthy“) Läufer mit 50 verletzten Läufern (IN = „injured“) verglichen werden.

(Zur exakteren Analyse des Einflusses einzelner Diagnosen wurden in einer deskriptiven Unterauswertung Patientensubgruppen (Tendinose der Achillessehne (AS) und Femoropatellares Schmerzsyndrom (FP)) mit den gesunden Läufern verglichen).

Das Design zur Bearbeitung von Fragestellung F3 (präventiver Effekt einer Einlagenversorgung) umfasste einen Beobachtungszeitraum von insgesamt 10 Monaten (40 Wochen). Zunächst wurden alle Probanden über Nutzen und mögliche Gefahren durch die Teilnahme an der Studie aufgeklärt. Alle Probanden gaben ihr Einverständnis zur

Teilnahme an der Studie mittels Unterschrift der Probandenaufklärung. Die Probanden wurden nach Erfüllung der Einschlusskriterien und Ausschluss der Ausschlusskriterien entweder in die Gruppe „Einlage“ oder in die Kontrollgruppe (Gruppe „Kontrolle“) randomisiert.

Persönliche Daten und anthropometrische Daten wurden in einer „Case-Report-Form“ (CRF) festgehalten. Das CRF wurde nach Richtlinien der „Good Clinical Practice“ angefertigt (EU-Directive 2001/20/EC 2001). Dieses Protokoll enthält alle personenspezifischen Daten der Studie. Im Sinne einer Qualitätskontrolle, konnten sämtliche Vorgänge während des Beobachtungszeitraumes und insbesondere während der biomechanischen Messungen dokumentiert werden.

Für die Probanden der Einlagengruppe wurde eine individuell angepasste Einlage angefertigt (siehe unten). Alle Probanden erhielten ein Trainingstagebuch in dem jedes Training dokumentiert wurde. Darin dokumentierten die Probanden das Datum der Trainingseinheit, den Laufumfang in Kilometer sowie die Dauer des Trainings. Daneben wurde das Tragen der Einlagen in der Einlagengruppe vermerkt, sowie die Zufriedenheit mit der Einlagenversorgung mittels visueller Analogskalen festgehalten. Angelehnt an bestehende visuelle Analogskalen zur Erhebung des Schuh- und Einlagenkomforts, wurde ein eigenes Instrument zur Abfrage der Compliance und Zufriedenheit mit der Einlage entwickelt (Miller et al. 2000, Mündermann et al. 2001, 2002). Dabei wurden Einzelaspekte der Einlage wie die Längsgewölbestütze, der Fersenbereich, die Abrollflexibilität, die Kombination aus Einlage und Schuh sowie eine generelle Beurteilung der Versorgung erfragt.

Weiter wurde dokumentiert, ob ein Trainingsabbruch oder Trainingsausfall aufgrund von Verletzungszeichen oder Beschwerden zu verzeichnen war. Die Definition eines Verletzungsereignisses oder eines Beschwerdeauftritts erfolgte angelehnt an prospektive Interventionsstudien. Demnach lagen Beschwerden vor, wenn:

- Schmerz während oder direkt nach der Belastung (Lauftrainingseinheit) auftritt.
- Beschwerden zu Beginn des Trainings auftreten.
- Der Proband die Beschwerden auf das Lauftraining zurückführt.
- Die Beschwerden so groß sind, dass ein Arzt aufgesucht werden muss, oder zumindest die Trainingseinheit gestoppt oder verkürzt werden muss.

(Duffey et al. 2000, Taunton et al. 2002)

Die Anzahl an auftretenden Beschwerden war das Hauptzielkriterium zur Beurteilung, der Effektivität des Präventionseffektes einer Einlage. Diese Definition von „Verletzung“

weicht von der in der deutschsprachigen sportmedizinischen und sportwissenschaftlichen Literatur ab. Dort wird unterschieden zwischen Verletzung (Makrotrauma) und Überlastungssyndrom (wiederholte Mikrotraumen) (Petersen & Renström 2002). Dagegen wird in der angloamerikanischen Literatur auch bei Weichteilverletzungen wie Sehnenbeschwerden oder anderen Überlastungsbeschwerden explizit von Verletzung („injury“) gesprochen (Hootman et al. 2001, Wen et al. 1997). Um Missverständnisse zu vermeiden, wird im Folgenden immer von Beschwerden gesprochen, wenn es sich um laufbedingte Überlastungsreaktionen am Bewegungsapparat handelt.

Die Probanden wurden angehalten, bei vorliegenden und stark einschränkenden Beschwerden, den Studienleiter zu kontaktieren. Gegebenenfalls wurde dann eine orthopädische Untersuchung anberaumt.

Nach Beschreibung und Erklärung des Trainingstagebuchs erfolgte eine biomechanische Messung (Beschreibung: siehe unten). Anschließend begann die Interventionsphase. Die Probanden der Einlagengruppe trainierten mit der individuell angefertigten Einlage. Die Probanden der Kontrollgruppe trainierten wie gewohnt ohne Intervention. Alle Probanden übten zunächst für 20 Wochen ihr übliches Lauftraining aus. Es durften in diesem Zeitraum keine Veränderungen der Trainingsgewohnheiten stattfinden. Nach 20 Wochen erfolgte wieder ein biomechanischer Test. Daran anschließend folgten noch einmal 20 Wochen Beobachtung, während dessen die beschriebene Trainingsdokumentation fortgeführt wurde. Nach 40 Wochen fand ein abschließender biomechanischer Test statt.

Für Fragestellung 4 (therapeutischer Effekt einer Einlagenversorgung) umfasste der Beobachtungszeitraum insgesamt 10 Wochen. Zunächst wurden alle Probanden über Nutzen und mögliche Gefahren durch die Teilnahme an der Studie aufgeklärt. Alle Probanden gaben ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie mittels Unterschrift der Probandenaufklärung. Die Probanden wurden nach Erfüllung der Einschlusskriterien und Ausschluss der Ausschlusskriterien entweder in die Gruppe „Einlage“ oder in die Kontrollgruppe randomisiert.

Persönliche Daten und anthropometrische Daten, die Trainingshistorie und aktuelle Trainingsgewohnheiten (Laufhäufigkeit, Umfang, Laufuntergrund, Wettkampftätigkeit, etc.) wurden ebenso in einer „Case-Report-Form“ festgehalten. Dieses Protokoll enthält alle personenspezifischen Daten der Studie. Für die Probanden der Einlagengruppe wurde eine individuell angepasste Einlage angefertigt (siehe unten). Alle Probanden erhielten ein Trainingstagebuch in dem jedes Training dokumentiert wurde. Das Datum der Trainingseinheit, der Laufumfang in Kilometer sowie die Dauer des Trainings in Minuten

wurde darin vermerkt. Daneben wurde das Tragen der Einlagen in der Einlagengruppe dokumentiert und mittels oben beschriebener Komfortabfrage die Zufriedenheit mit der Einlage aufgezeichnet.

Die Beurteilung der Beschwerden und der Schmerzentwicklung erfolgte mittels des Pain-Disability-Index (PDI) (Tait et al. 1987, 1990). Dieser Schmerz- und Beschwerdefragebogen evaluiert mittels visuellen Analogskalen die Einschränkung der Probanden durch die Beschwerden in unterschiedlichen Lebensbereichen (Familie – Verantwortlichkeit zu Hause, Erholung, Soziale Aktivitäten, Sexuelles Verhalten, Beruf, Lebenserhaltende Aktivitäten, Selbstversorgung). Sowohl die generelle Ermittlung des Schmerzes mittels visueller Analogskalen, als auch der PDI selbst sind als reliabel anzusehen und validiert (Grönblad et al. 1993, Price et al. 1983). Insbesondere für die Erhebung funktioneller Einschränkungen ist der PDI geeignet (Hankin et al. 2001, Jerome & Gross 1991). In Therapiestudien kam der PDI zur Evaluation der Schmerzentwicklung bereits bei Studien zu chronischen Rückenbeschwerden zur Anwendung (Rittweger et al. 2002).

Ab dem Tag des Studieneinschluss wurde für 2 Wochen die Trainings- und Schmerzdokumentation ausgefüllt. Eine zweiwöchige Eingewöhnungsphase wurde dabei als ausreichend angesehen um neben der Trainingsdokumentation vor allem Sicherheit in der Selbsteinschätzung der Probanden hinsichtlich ihrer Schmerz- und Beschwerdeevaluation zu garantieren.

Daran anschließend folgte die erste biomechanische Messung. Nach dem ersten biomechanischen Test schloss sich die achtwöchige Therapiephase an. Die Probanden der Kontrollgruppe trainierten hier wie gewohnt weiter. Die Probanden der Einlagengruppe trainierten mit Einlage. Nach acht Wochen folgte eine Remessung analog zum ersten Test. Die Trainingsdokumentation wurde unterdessen weitergeführt. Der Erhebung der Schmerz- beziehungsweise der Beschwerdeempfindung wurden am Tag der ersten biomechanischen Messung, nach 4 Wochen und am zweiten biomechanischen Messtag durchgeführt.

Somit ergeben sich für die einzelnen Studienteile folgende Stichproben und anthropometrische Charakteristika:

Fragestellung F2:

Einschluss aller beschwerdefreien Läufer (HE) und aller Läufer mit Beschwerden (IN), Vergleich an Messtag 1 (Tab. 13):

Gruppe	[n]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Trainingsumfang [km pro Woche]
HE	61	37,3±8,0	178±7	73,4±9	49±24
IN	50	37,3±7,4	180±6	77,9±10	46±15
Gruppe	[n]	Trainingsalter [Monate]	Trainingseinheiten pro Woche [Anzahl]	Tempotraining pro Woche [Anzahl]	Mittleres Trainingstempo [min pro km]
HE	61	118±95	3,9±0,9	0,7±0,5	5:18±0:36
IN	50	120±90	4,4±1,8	0,7±0,5	5:12±0:36

Tab. 13: Anthropometrische Daten der Stichprobe für F2 (Mittelwert ±Standardabweichung).

Daran anschließend erfolgt eine deskriptive Unterauswertung für zwei spezifische Beschwerdebilder (Tendinose der Achillessehne: n = 15; Femoropatellares Schmerzsyndrom: n= 8).

Fragestellung F3:

Einschluss aller beschwerdefreien Läufer, randomisiert in die Gruppen „Kontrolle“ (CO) und „Einlage“ (EL), Beobachtungszeitraum: 40 Wochen (Tab. 14):

Gruppe	[n]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Trainingsumfang [km pro Woche]
CO	25	38±8,6	179±7	72±8,0	44±14
EL	25	37±7,6	178±6	74±10	50±16
Gruppe	[n]	Trainingsalter [Monate]	Trainingseinheiten pro Woche [Anzahl]	Tempotraining pro Woche [Anzahl]	Mittleres Trainingstempo [min pro km]
CO	25	128±98	3,6±0,7	0,5±0,5	5:14±0:30
EL	25	108±92	4,1±1,0	0,8±0,5	5:14±0:36

Tab. 14: Anthropometrische Daten der Stichprobe für F3 (Mittelwert ±Standardabweichung).

Fragestellung F4:

Einschluss aller Läufer mit laufspezifischen Beschwerden, randomisiert in die Gruppen „Kontrolle“ (CO) und „Einlage“ (EL): 40 Wochen (Tab. 15):

Gruppe	[n]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Trainingsumfang [km pro Woche]
CO	20	38±6,7	181±6	80±11	47±19
EL	19	36±8,1	180±6	76±9,0	51±29
Gruppe	[n]	Trainingsalter [Monate]	Trainingseinheiten pro Woche [Anzahl]	Tempotraining pro Woche [Anzahl]	Mittleres Trainingstempo [min pro km]
CO	20	134±92	3,8±1,3	0,3±0,4	5:14±0,29
EL	19	106±87	4,9±2,0	0,7±0,9	5:21±0:39

Tab. 15: Anthropometrische Daten der Stichprobe für F4 (Mittelwert ±Standardabweichung).

Die biomechanischen Tests fanden für alle Gruppen gleich unter standardisierten Bedingungen auf einem Laufband (Cosmos Quasar[®], Nussdorf-Traunstein) bei 12 km·h⁻¹ statt. Die Probanden trugen in randomisierter Reihenfolge⁷ vier verschiedene Schuh- und Einlagenkonditionen.

Eine Kondition (M) war der Lauf im eigenen Laufschuh mit individuell angefertigter Einlage aus Polyadditionsschaum mit Längsgewölbestütze (wie in Kapitel 3 – Vorstudie „Wirksamkeit“ ermittelt) (Fa. IETEC[®], Fulda). Die Einlage wurde aufgrund einer plantaren Druckverteilungsmessung (Emed-SF[®], Novel[®], München, 50Hz, 4 Sensoren pro cm²) im Gang vom selben Orthopädienschuhmacher für alle Probanden individuell angepasst (Fuß-Vital-Center Türk, Freudenstadt). Dabei liefen bei den Messungen die Probanden der Kontrollgruppen mit einer standardisierten Einlage mit gleichen Konstruktionsmerkmalen, allerdings ohne individuellen Zuschliff.

Als Referenzbedingungen dienten das Barfußlaufen (B) und das Laufen im Referenzlaufschuh ohne Einlage (S), jedoch mit originaler Einlegesohle (einfacher Sockliner, ohne Funktion). Bei dem Referenzlaufschuh handelte es sich um einen neutralen Laufschuh, mit einer Zwischensohle aus einer Härte ohne zusätzliche externe oder interne Stabilisationselemente (Plastikverstrebungen) mit einer festen Fersenkappe. Die Barfußbedingung wurde mittels eines leichten Gymnastikschlappens simuliert, um die Messsohle der plantaren Druckverteilung am Fuß zu halten. Verschiedene Voruntersuchungen zeigten die Plausibilität dieser Methode (Divert et al. 2001, Baur et al. 2004, siehe Kapitel 3). Tabelle 13 gibt einen Überblick über die gemessenen Schuh- und Einlagenbedingungen.

Die einzelnen Messungen erfolgten jeweils am Ende eines dreiminütigen Laufintervalls der Probanden. Aufgezeichnet wurde ein Minimum von 20 Doppelschritten pro Bein. Die

Beschreibung der Messkonditionen	Abkürzung
Barfuß im Gymnastikschlappen	B
Referenzlaufschuh mit Originaleinlegesohle	S
Eigener Laufschuh mit individuell angepasster Einlage mit Längsgewölbestütze	M

Tab. 16: Messkonditionen der biomechanischen Untersuchungen der Interventionsstudie.

plantare Druckverteilung wurde mit einem Inschuh-Messsystem durchgeführt (pedar mobile[®], Novel[®], München, Messfrequenz 50 Hz, Auflösung: 1 Sensor / 2cm²). Für die Auswertung wurden alle gemessenen Schritte zunächst einer visuellen Kontrolle unterzogen (Software: pedar-m Schrittanalyse[®]). Bei der Prüfung der Plausibilität der

⁷ Erstellung der Randomisation mit Hilfe des Online-Tools Randomization.com (<http://www.randomization.com>)

Einzelschritte wurden Schritte deselektiert, deren Center-of-Pressure-Verlauf (Ganglinie) mehr als 3 Umkehrpunkte aufwies oder mehr als 50% rückläufig war. Ferner wurden Schritte nicht weiter für die Auswertung berücksichtigt, wenn Reihenausfälle in Längs- und Querrichtung innerhalb der Sensormatrix zu verzeichnen waren und die Kontaktzeit (Ermittlung mit dem Softwarepaket Novel gaitline[®]) der Einzelschritte mehr als 10% vom Mittelwert aller Schritte einer Messkondition und Seite abwichen. Pro Messkondition und Seite wurden 10 Schritte zu einem Durchschnittsschritt gemittelt (Software: Novel multimask[®]). Diese Durchschnittsschritte (Maximaldruckbilder \pm Standardabweichung) dienten als Grundlage für die Berechnung der Messgrößen (Software: Novel gaitline[®], Novel multimask[®], Novel projects[®]). Als funktionale Messgröße wurde der geometrische Verlauf des Center of Pressure innerhalb des Abrollvorgangs quantifiziert (Chan & Rudins 1994, McPoil & Cornwall 1998). Dazu wurden die Flächen, die der Center-of-Pressure-Verlauf und die Bisection of Plantar Angle (Halbierende des plantaren Fußwinkels) lateral (A_{lat}) und medial (A_{med}) einschließen in cm^2 bestimmt (Abb. 6, S. 40). Zur intersubjektiven Vergleichbarkeit wurden die beiden Flächen zusätzlich auf die Fußlänge normalisiert. Der Verlauf des Center of Pressure wird als funktionales Kriterium und als Repräsentanz für die Charakteristik des Abrollvorgangs angesehen und wurde bereits in Versuchen der Abgrenzung pathologischer von gesunden Abrollmustern eingesetzt (Baur et al. 2001, 2004).

Zusätzlich wurde aus der plantaren Druckverteilung der Maximale Druck [P_{max} in $N \cdot cm^{-2}$] ermittelt. Um nicht nur den Maximalwert des Drucks (Maximalwert eines Sensors innerhalb des Bodenkontaktes) zu analysieren, wurde als Verlaufsgröße darüber hinaus das Force-Time-Integral [FTI in $N \cdot s^{-1}$] als Maß für die Analyse der Belastungsverteilung innerhalb der belasteten plantaren Fläche bestimmt (McPoil & Cornwall 1991). Die Messgrößen wurden in einem ersten Schritt zunächst global ausgewertet und später regional analysiert. Für die regionale Analyse wurde die plantare Fläche mittels der in Kapitel 3 (Studie: Wirksamkeit funktioneller Elemente der Sporteinlagenversorgung) entwickelten AFE-Maske (AFE-Maske = Analysis of Functional Elements) in verschiedene Fußareale eingeteilt.

Die muskuläre Aktivität wurde mittels bilateraler, bipolarer Oberflächenelektromyographie (EMG) zeitgleich zur plantaren Druckverteilung aufgezeichnet. Der Einzug der Rohsignale erfolgte mittels eines EMG-Verstärkers (EISA Modelljahr 2002, Eigenentwicklung des Instituts für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg) mit einer Messfrequenz von 1000Hz (total gain: 1000). Aufgenommen wurde die Aktivität des M. tibialis anterior,

des M. peroneus longus, der Mm. gastrocnemii lateralis und medialis und des M. soleus. Vor Anbringen von Einwegelektroden (AMBU Medicotest[®], Blue Sensor[®], Dänemark, Typ P-00-S) wurde die Haut leicht mit feinem Schmirgelpapier angeraut, um lose Epithel zu entfernen. Der kutane Fettfilm wurde mit Alkohol reduziert (Ounpuu & Winter 1989). Die Elektrodenplatzierung erfolgte parallel zum Faserverlauf in Neutral-Null-Stellung nach den Maßgaben von Winter und Yack 1987 (Abb. 8a & b, S. 41-42).

Eine Referenzelektrode auf der Patella diente zur Kontrolle von registrierten Potentialschwankungen. Der Hautwiderstand wurde gemessen und ab Werten von unter $5k\Omega$ zur Messung freigegeben. Der Interelektrodenabstand betrug 2cm. Zur reproduzierbaren Fixierung der Elektroden am zweiten Messtag wurde die Elektrodenplatzierung mit wasserfestem Stift markiert und von den Probanden bis zur Remessung nachgezeichnet (Merletti et al. 2001). Die Befestigung der Elektrodenkabel an der unteren Extremität erfolgte mit Klebeband, Klettverschlussbändern und Netzschlauchverbänden (Beisersdorf Elastofix[®]), um Störsignale durch schlagende Kabel zu unterbinden. Eine freie Beweglichkeit der Probanden wurde gewährleistet. Vor jeder Messung wurden mittels muskelspezifischer Funktionstests das Ruhesignal sowie Aktionspotentiale visuell am PC-Bildschirm überprüft.

Ein Infrarotlichtgitter (Fa. Hellack[®], Rottenburg/Neckar) über dem Laufbandteppich trennte mittels eines Rechtecksignals Flug- von Standphasen und ermöglichte die externe Triggerung der Muskelaktivität in Bezug zum initialen Bodenkontakt. Das Signal des Lichtgitters wurde analog auf den EMG-Verstärker gelegt und wie die Muskelsignale mittels A/D-Wandlung von einem PC-System eingezogen.

Das Softwarepaket (LabVIEW[®]-basierte Software, Eigenentwicklung der Abteilung für Neurophysiologie und des Instituts für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg) diente zur Weiterverarbeitung der Rohsignale. Zunächst wurden anhand des Rechtecksignals der externen Triggerung rechte und linke Schrittzyklen voneinander getrennt. Danach wurden die Rohsignale gleichgerichtet (Full Wave Rectification, Winter & Yack 1987).

Zur Analyse der Amplitudendomäne fand im Anschluss die Bildung eines Ensemble Average, einem durchschnittlichen Schrittzklus aus 10 Einzelzyklen, statt (Arsenault 1986, Shiavi et al. 1998). Messgrößen der Amplitudenanalyse waren mittlere Amplituden in spezifischen Phasen des Gangzyklus (ARV = Averaged Rectified Voltage, De Luca & Knaflitz 1992). Nach Winter 1991 wurde eine Unterteilung des Schrittzklus in eine Phase der Preactivation (Apre = Voraktivierung, Beginn der Muskelaktivität bis zum initialen

Bodenkontakt), der Weight Acceptance (Awa = Belastungsaufnahme, initialer Bodenkontakt plus 20% der Schrittzzyklusdauer) und in die Phase des Push-Off (Apo = Abdruck, Ende Weight Acceptance bis Toe-Off) vorgenommen (Winter 1991). Um die Möglichkeit zur intersubjektiven Vergleichbarkeit herzustellen, werden die ARV-Werte der Amplituden auf die mittlere Amplitude über den gesamten Bewegungszyklus der Referenzbedingung barfuß (BF) normalisiert (Scheuffelen et al. 1993).

Für die Analyse der Zeitdomäne wurde vor Bildung des Ensemble Average zusätzlich eine Glättung vorgenommen (Moving Average, 50 Punkte, Kadaba 1985). Eine Schwelle ober- bzw. unterhalb von plus einer Standardabweichung (+1 SD) des Ruhesignals definierte die On-Off-Charakteristik zur Bestimmung von Beginn und Ende der Muskelaktivierung (Hodges & Bui 1996). Die Erfassung erfolgte computergestützt auf Basis des Ensemble Average mit eigens entwickelten Microsoft[®]-Excel[®]-Modulen (MS Office XP Professional[®]). Anschließend folgte eine optische Plausibilitätskontrolle (De Luca 1997, Di Fabio 1987). Bestimmt wurden in der Zeitdomäne der Beginn (Tini), der Zeitpunkt des Maximums der Aktivierung (Tmax), Ende der Aktivierung (Tend) und die Gesamtdauer der Aktivierung (Tges). Die Darstellung der Messgrößen wurde zunächst zeitnormalisiert auf einen Schrittzzyklus (100%) in Bezug zum initialen Bodenkontakt (0%) vorgenommen (Arsenault 1986) (Abb. 9, S. 43). Die Berechnung von Messtagdifferenzen (M2 – M1) schloss sich an. Zusätzlich zu den aus der Vorstudie bekannten Messgrößen aus dem EMG wurden zeitliche Co-Kontraktionsmuster der gemessenen Muskeln bestimmt. Dabei wurde die Dauer der zeitgleichen Aktivierung zweier Muskeln ebenfalls in Prozent der Schrittzzyklusdauer angegeben (Abb. 26):

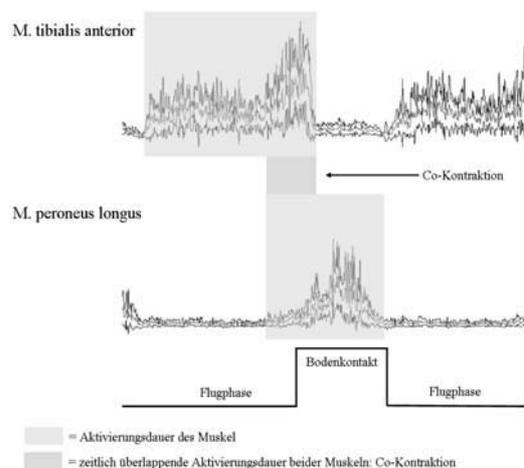


Abb. 26: Definition der Co-Kontraktion zweier Muskeln: zeitgleiche Aktivierung.

Abbildung 27 zeigt in einem Flow-Chart die Fragestellungen (F2-F4) und die dazugehörigen Untersuchungsdesigns:

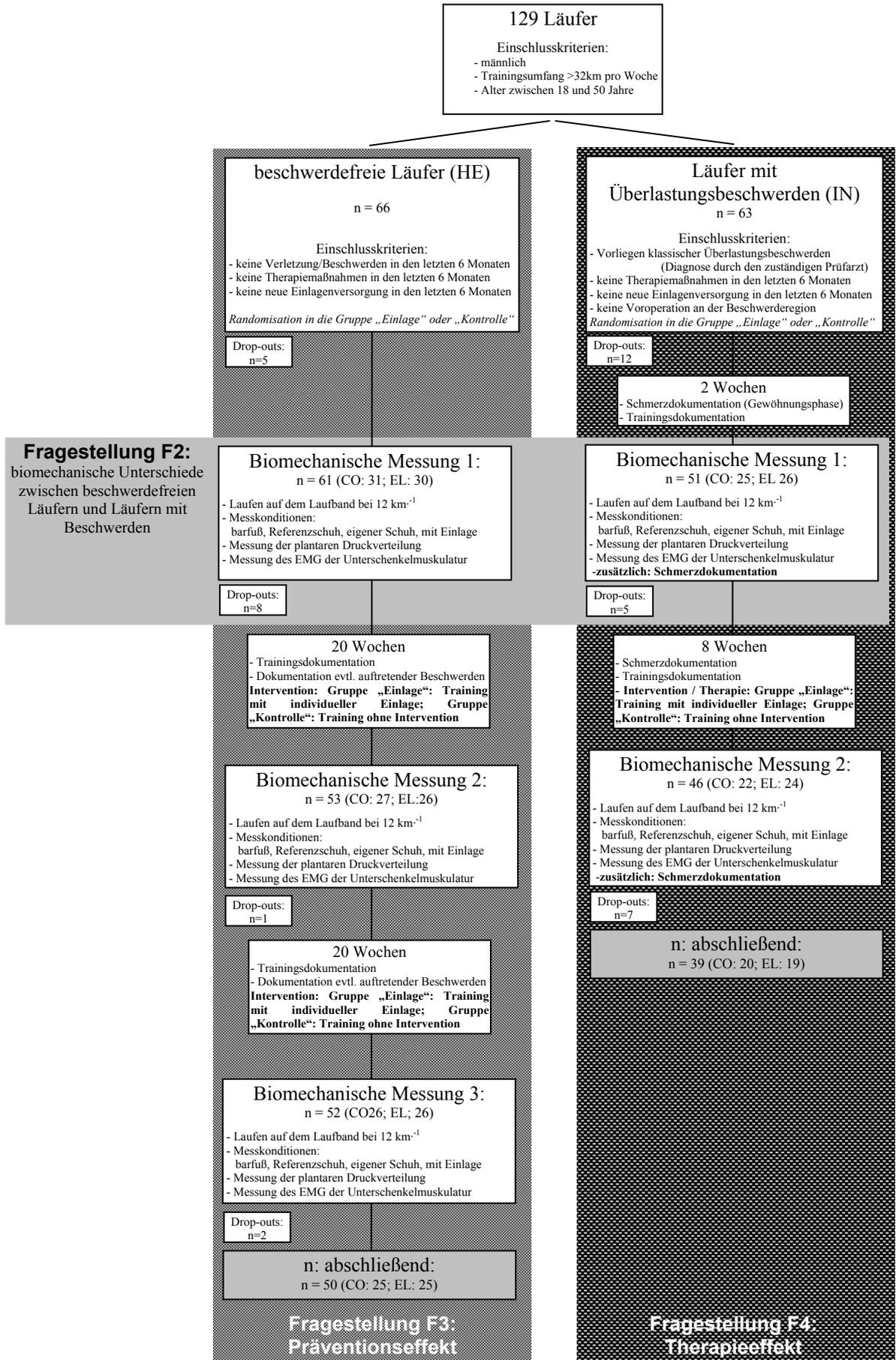


Abb. 27: Schematische Darstellung des Verlaufs der Interventionsstudie „Analyse der Effektivität einer präventiven und therapeutischen Sporteinlagenversorgung“.

Statistik

Definition der Hauptzielkriterien

Fragestellung F2 - Unterschiede im Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden:

Für die Frage „Lassen sich die Bewegungsmuster gesunder Läufer von Bewegungsmustern von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden anhand funktioneller Größen trennscharf von einander abgrenzen“ werden Unterschiede in biomechanischen Größen der plantaren Druckverteilungsmessung und der muskulären Aktivierung (Elektromyographie) dem Untersuchungsparadigma folgend, gemeinsam betrachtet. Dies erfolgt aufgrund der Mehrdimensionalität des Konstruktes „Bewegungsmuster“ ausschließlich deskriptiv.

Fragestellung F3 (Präventionseffekt):

Das relevante Kriterium zur Beurteilung der Frage, ob durch den präventiven Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Einlagenversorgung eine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden erreicht werden kann, wird im prospektiven Verlauf eine mögliche Verringerung des Auftretens von Beschwerden in der Einlagengruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe herangezogen. Es werden die im Studienverlauf aufgetretenen Ereignisse von Beschwerdeauftritten verglichen.

Fragestellung F4 (Therapieeffekt):

Hauptzielkriterium zur Beantwortung der Frage, ob sich durch den Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Einlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik erzielen lässt, ist die Besserung der Beschwerden anhand der Beschwerdebeurteilung im Vergleich vor und nach Therapie. Dies wird mit dem Pain-Disability-Index (PDI) vorgenommen. Es wird dabei eine Veränderung in der Beurteilung der funktionellen Einschränkung durch die Beschwerden erhoben.

Statistische Analyse

Alle manuell erhobenen Daten wurden aus den Case-Report-Forms (CRFs) und den Trainings- und Schmerzdokumentationen in eine Datenbankmatrix (JMP[®] Statistical Software Package 5.0.1, SAS-Institute[®]) eingegeben. Ein Abgleich von je 50 ausgewählten Stichprobendaten pro Studienteil (Prävention und Therapie) aus den CRFs und je 50 Stichprobendaten aus den Trainings- und Schmerztagebüchern mit einem Datenbankausdruck überprüfte manuell die Plausibilität dieser Daten (erforderliche

Übereinstimmung >95%). Alle mit biomechanischen Messsystemen erhobenen und ausgewerteten Daten wurden anhand von Range-Checks der Datensätze auf ihre Plausibilität überprüft. Offensichtlich ausreißende Werte erfuhren Zurückverfolgung und gegebenenfalls eine Neuberechnung. Die Datenbankmatrix der biomechanischen Daten wurde ebenfalls als Hard-Copy ausgedruckt und fehlende Werte markiert, überprüft und nachgetragen bzw. korrigiert. Die stichprobenweise Neuberechnung von Originaldaten bot die Möglichkeit einen Abgleich mit ursprünglich berechneten biomechanischen Messdaten durchzuführen (erforderliche Übereinstimmung >95%). Die statistische Auswertung erfolgte nach abgeschlossener Plausibilitätskontrolle zunächst deskriptiv. Nach Prüfung auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk Test) wurden Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall berechnet und dargestellt. Das 95%-Konfidenzintervall diente zur Darstellung eines Streuungsmaßes des Mittelwertes (Altman & Gardner 2000).

Hypothesenformulierung F2:

Die Fragestellung lautet:

Lassen sich die Bewegungsmuster gesunder Läufer von Bewegungsmustern von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden anhand funktioneller Größen trennscharf von einander abgrenzen?

Das beschriebene Forschungsparadigma (Kapitel 2.3) sieht hier eine zunächst getrennte Betrachtung der biomechanischen Merkmale nach Mechanik (plantare Druckverteilung) und Bewegungsregulation (Elektromyographie) vor (vgl. Kapitel 3). Deshalb resultieren zwei Hypothesen:

$H_{F2\text{-Druck}}$: Die plantare Druckverteilung von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden unterscheidet sich nicht von der plantaren Druckverteilung beschwerdefreier Läufer.

Die Operationalisierung und Beurteilung wird mit den Messgrößen A_{lat} und A_{med} (Quantifizierung der dynamischen Abrollcharakteristik) vorgenommen, die statistische Analyse erfolgt deskriptiv.

Die zweite Hypothese lautet:

$H_{F2\text{-EMG}}$: Die muskuläre Aktivität von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden unterscheidet sich nicht von der muskulären Aktivität beschwerdefreier Läufer.

Die Beurteilung wird mit den funktionsphasenspezifischen Messgrößen A_{pre} , A_{wa} , A_{po} des EMG vorgenommen, die statistische Analyse erfolgt ebenfalls deskriptiv.

Die Unterauswertung spezifischer Diagnosen und alle weiteren biomechanischen Messgrößen, die im Zusammenhang mit der eingangs formulierten Fragestellung F2 ergänzend analysiert werden, unterliegen ebenfalls der deskriptiven Evaluation. Hier

kommen ebenfalls so genannte Means Diamonds (Mittelwert und 95%Konfidenzintervall (CI), JMP[®] Statistical Software Package 5.0.1, SAS-Institute[®]) zur Anwendung.

Hypothesenformulierung F3:

Die Fragestellung lautet:

Kann durch den präventiven Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Einlagenversorgung eine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden erreicht werden?

Die statistisch zu überprüfenden Hypothese lautet somit:

$H_{0,F3}$: Der Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Einlagenversorgung erzielt keine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden.

Die Operationalisierung wird mittels der Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden vorgenommen. Untersucht wird in beiden Gruppen (KO und EL) die Häufigkeit von Beschwerden im prospektiven Verlauf von 40 Wochen. Unter den präzisierten Modellbedingungen kann $H_{0,F3}$ zugunsten der Alternativhypothese:

$H_{1,F3}$: Der Einsatz einer funktionell-dynamisch begründeten Einlagenversorgung erzielt eine Reduktion der Häufigkeit des Auftretens sportartspezifischer Beschwerden.

auf dem Signifikanzniveau von $\alpha=0.05$ abgelehnt werden. Die Überprüfung erfolgt mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit Messwertwiederholung. Faktor ist dabei die Intervention (bzw. die Gruppe CO oder EL). Die zu untersuchende Variable ist die Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden. Ob eine mögliche, verschiedene Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden in beiden Gruppen CO und EL mit Anpassungen der muskulären Aktivität oder mit Anpassungen des Abrollverhaltens (quantifiziert mit der plantaren Druckverteilung) einhergehen oder erklärt werden können, wird nicht statistisch geprüft. Die Darstellung biomechanischer Kenngrößen erfolgt ausschließlich deskriptiv. Hier kommen wieder so genannte Means Diamonds (Mittelwert und 95%Konfidenzintervall (CI), JMP[®] Statistical Software Package 5.0.1, SAS-Institute[®]) zur Anwendung.

Hypothesenformulierung F4:

Die Fragestellung lautet:

Lässt sich durch den Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Einlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik erzielen (Therapieeffekt)?

Die statistisch zu überprüfende Hypothese lautet folglich:

$H_{0,F4}$: Der Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Einlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden führt zu keiner Reduktion der Beschwerdesymptomatik.

Die Operationalisierung wird mittels des Pain-Disability-Index (PDI) vorgenommen. Untersucht wird in beiden Gruppen (KO und EL) eine prozentuale Veränderung des Summenscores des PDI an Messtag 2 im Vergleich zum Ausgangsniveau an Messtag 1.

Unter den präzisierten Modellbedingungen kann $H_{0,F4}$ zugunsten der Alternativhypothese:

$H_{1,F4}$: Der Einsatz von funktionell-dynamisch begründeten Einlagen in der Therapie von häufigen laufsportspezifischen Beschwerden führt zu einer Reduktion der Beschwerdesymptomatik.

auf dem Signifikanzniveau von $\alpha=0.05$ abgelehnt werden. Die Überprüfung erfolgt mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit Messwertwiederholung. Faktor ist dabei die Intervention (bzw. die Gruppe CO oder EL). Die zu untersuchende Variable ist der Summenscore des Pain-Disability-Index. Ob eine mögliche Änderung der Beschwerden mit Anpassungen der muskulären Aktivität oder mit Anpassungen des Abrollverhaltens (quantifiziert mit der plantaren Druckverteilung) einhergehen oder erklärt werden kann wird nicht statistisch geprüft. Die Darstellung biomechanischer Kenngrößen erfolgt ausschließlich deskriptiv. Hier kommen ebenfalls so genannte Means Diamonds (Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall (CI), JMP[®] Statistical Software Package 5.0.1, SAS-Institute[®]) zur Anwendung.

3.3.2 Ergebnisse

Ergebnisse Fragestellung F2: Unterschiede im Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden

Trainingsdaten und Anthropometrie

Der Vergleich der Anthropometrie (S. 71) verdeutlicht die homogenen Voraussetzungen in den Gruppen der beschwerdefreien Läufer (HE: „healthy“) und der Läufer mit Beschwerden (IN: „injured“). IN weist die gleichen körperlichen Voraussetzungen (Alter, Größe, Gewicht), den gleichen Trainingsumfang, die gleiche Trainingserfahrung und das gleiche Trainingstempo auf wie HE (Tab. 13, S. 72).

Die individuelle anaerobe Schwelle (IAS) liegt bei HE bei $13,1 \pm 0,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ und bei IN bei $12,7 \pm \text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ (Röcker et al. 1998). Dies liegt circa $0,75 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ über dem mittleren Trainingstempo in beiden Gruppen (HE: 5:18min pro km, IN: 5:12min pro km).

Der Trainingsuntergrund variiert nicht zwischen beiden Gruppen. Sowohl HE, als auch IN laufen zu 40% auf Feldwegen und zu 44% auf Asphalt. Unbefestigte Waldwege, Schotterwege oder die Tartanbahn werden nur sehr selten genutzt (Tab. 17).

	Feldweg			Asphalt			Waldweg			Schotter			Tartan		
	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI
HE	41,6	33,8	49,4	43,9	36,3	51,4	9,2	3,7	14,7	2,5	-0,1	5,0	0,9	0,2	1,6
IN	40,6	30,8	50,4	45,7	36,9	54,5	6,5	2,2	10,7	5,7	0,3	11,2	1,1	0,1	2,1

Tab. 17: Trainingsuntergründe in % für HE und IN. Mean, 95%-CI.

Ebenso ist das Laufterrain in beiden Gruppen sehr ähnlich. Etwas mehr als die Hälfte der Zeit wird auf ebenem Geläuf trainiert. Rund ein Drittel des Trainings erfolgt in hügeliger Umgebung und weniger als 10% wird explizit am Berg absolviert (Tab. 18).

	Eben			hügelig			bergig		
	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI	Mean	upper 95% CI	lower 95%-CI
HE	55,4	47,8	63,1	35,9	28,7	43,1	8,6	3,7	13,5
IN	55,8	45,1	66,4	37,0	28,1	45,9	7,1	1,5	12,6

Tab. 18: Trainingsterrain in % zwischen HE und IN. Mean, 95%-CI.

Das getragene Schuhwerk wurde klassifiziert in „neutral“ (1), „mittelstabil“ (2) und „stabil“ (3). Aus gegebenenfalls mehreren Schuhen pro Proband wurde ein individueller Schuhindex durch Mittelung der Einzelscores gebildet und dann HE mit IN verglichen. Dies ergab im Mittel einen höheren Index bei den verletzten Läufern. Die Läufer mit Beschwerden laufen demnach vermehrt mit so genannten „Stabilshuhen“ oder „Überpronationsschuhen“ (Abb. 28, S. 82).

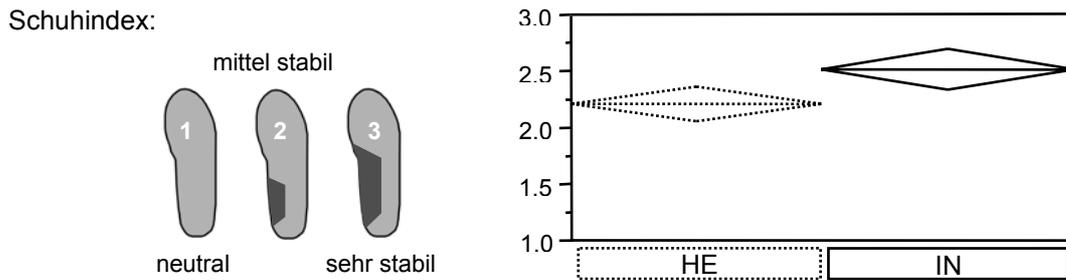


Abb. 28: Schuhindex für HE und IN: getragenes Schuhwerk – klassifiziert anhand der Zwischensohlenkonfiguration.

Plantare Druckverteilung:

Das Kriterium für die Beurteilung von Unterschieden in der plantaren Druckverteilung zwischen HE und IN ist der Verlauf des Center-of-Pressure (CoP). Der mit A_{lat} und A_{med} quantifizierte CoP-Verlauf zeigt weder barfuß (B) noch im Schuh (S) Unterschiede zwischen den Gruppen HE und IN (Tab. 19).

Verlauf des Center-of-Pressure										
Gruppe	Kondition	A_{lat}				Bewertung	A_{med}			
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI			Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	
HE	B	0,17	0,15	0,19	HE = IN	0,09	0,07	0,10	HE = IN	
IN	B	0,19	0,17	0,21		0,08	0,06	0,09		
HE	S	0,10	0,08	0,12	HE = IN	0,06	0,05	0,07	HE = IN	
IN	S	0,10	0,08	0,12		0,06	0,05	0,07		

Tab. 19: A_{lat} und A_{med} pro Gruppe und Messkondition. Angabe von Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall.

Lediglich zwischen den Konditionen B und S ist ein Unterschied festzustellen. Im Schuh ist A_{lat} (-55%) wie A_{med} (-34%) gegenüber B verringert.

Es kann konstatiert werden, dass die beiden Gruppen HE und IN sich nicht hinsichtlich der plantaren Druckverteilung unterscheiden (A_{lat} , A_{med}). Gleiches gilt hinsichtlich des Force-Time-Integrals (FTI) über den Gesamtfuß⁸.

Über die gesamte Fußfläche ist die Druckbelastung sowohl barfuß als auch im Schuh in beiden Gruppen HE und IN auf dem gleichen Niveau.

Im Bereich des Längsgewölbes steigen die Spitzenbelastungen (P_{max}) geringfügig in der verletzten Gruppe an. Dort ist P_{max} barfuß um rund 16% erhöht. Im Schuh liegt die Erhöhung bei circa 12% (Abb. 29, S. 83).

Für die Fragestellung F2 (und die Hypothese $H_{F2-Druck}$) bedeutet dies, dass sich die Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden in mechanischer Hinsicht und erfasst mittels Druckverteilungsmessung, nicht unterscheiden.

⁸ Abbildung für das FTI: siehe Anhang.

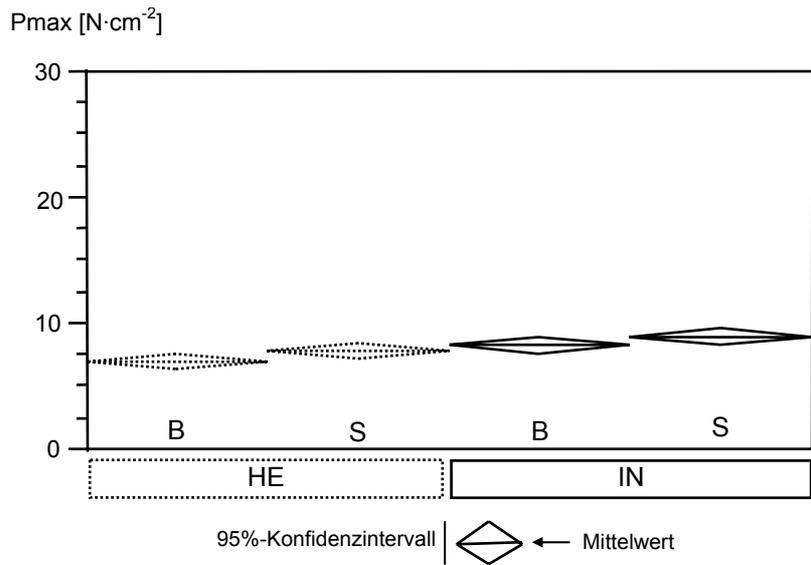


Abb. 29: Pmax unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske) im Gruppenvergleich pro Messkondition B und S.

Auch gegen Ende des Abrollvorgangs im Fußabdruck sind keine nennenswerte Unterschiede zwischen den beschwerdefreien Läufern und den Läufern mit Beschwerden festzustellen. Das FTI im Bereich des Metatarsale I und der Großzehe (M8 der AFE-Maske) liegt auf einem vergleichbaren Niveau zwischen den Gruppen. Eine geringfügige Reduktion erfolgt im Schuh (Abb. 30).

FTI [normalisiert] unter dem Gesamtfuß

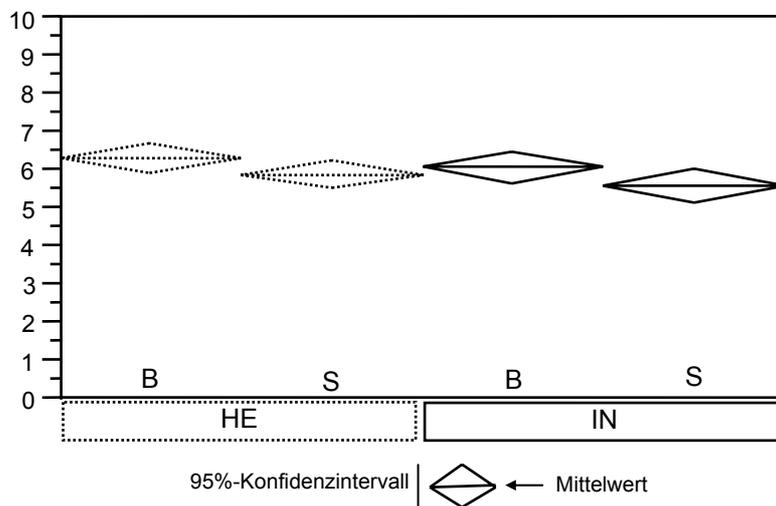


Abb. 30: FTI unter MFK I und der Großzehe (M8 der AFE-Maske) normalisiert auf das Körpergewicht im Gruppenvergleich pro Messkondition B und S.

Elektromyographie:

Für die Betrachtung von Unterschieden der muskulären Aktivität zwischen HE und IN dienen funktionsphasenspezifische Amplituden (Apre, Awa, Apo), normalisiert auf das individuelle Barfußniveau). Tab. 20 zeigt alle Größen mit Mittelwert und 95%-CI.

M. tibialis anterior										
Gruppe	Kondition	Apre (Voraktivierung)			Awa (Weight Acceptance)			Apo (Push-Off)		
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI
HE	B	1,34	1,28	1,41	0,75	0,68	0,83	0,52	0,48	0,57
IN	B	1,37	1,31	1,44	0,71	0,64	0,78	0,49	0,45	0,53
HE	S	1,34	1,27	1,41	0,88	0,80	0,95	0,49	0,44	0,53
IN	S	1,31	1,24	1,37	0,71	0,64	0,78	0,44	0,40	0,49

M. peroneus longus										
Gruppe	Kondition	Apre (Voraktivierung)			Awa (Weight Acceptance)			Apo (Push-Off)		
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI
HE	B	1,10	0,97	1,22	2,10	1,97	2,23	1,20	1,08	1,32
IN	B	1,07	0,95	1,19	2,24	2,11	2,36	1,08	0,97	1,19
HE	S	0,97	0,84	1,11	2,09	1,95	2,22	1,24	1,12	1,36
IN	S	1,05	0,93	1,17	2,29	2,17	2,42	1,04	0,93	1,15

M. gastrocnemius lateralis										
Gruppe	Kondition	Apre (Voraktivierung)			Awa (Weight Acceptance)			Apo (Push-Off)		
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI
HE	B	0,94	0,84	1,05	2,30	2,15	2,44	1,45	1,31	1,58
IN	B	0,87	0,77	0,98	2,43	2,28	2,57	1,38	1,25	1,51
HE	S	0,77	0,66	0,88	2,04	1,89	2,19	1,64	1,50	1,77
IN	S	0,85	0,75	0,96	2,39	2,24	2,53	1,38	1,25	1,51

M. gastrocnemius medialis										
Gruppe	Kondition	Apre (Voraktivierung)			Awa (Weight Acceptance)			Apo (Push-Off)		
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI
HE	B	0,84	0,76	0,92	2,24	2,10	2,38	1,51	1,39	1,63
IN	B	0,85	0,77	0,93	2,40	2,26	2,55	1,35	1,23	1,47
HE	S	0,74	0,65	0,82	2,15	2,00	2,29	1,69	1,57	1,82
IN	S	0,72	0,64	0,81	2,42	2,28	2,56	1,37	1,25	1,49

M. soleus										
Gruppe	Kondition	Apre (Voraktivierung)			Awa (Weight Acceptance)			Apo (Push-Off)		
		Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI	Mean	lower 95%-CI	upper 95%-CI
HE	B	0,89	0,78	1,00	2,41	2,24	2,57	1,26	1,13	1,39
IN	B	0,83	0,74	0,93	2,72	2,56	2,87	1,11	1,00	1,23
HE	S	0,77	0,67	0,88	2,35	2,18	2,51	1,30	1,16	1,43
IN	S	0,82	0,73	0,91	2,68	2,53	2,83	1,08	0,96	1,20

Tab. 20: EMG-Amplituden (normalisiert auf B) pro Gruppe (HE, IN), Muskel und Messkondition (B, S). Angabe von Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall. (schattiert hinterlegte Daten kennzeichnen bedeutsame Differenzen).

Dabei zeigt sich, dass die Phase der Voraktivierung zwischen HE und IN nicht nennenswert differiert. Die Belastungsaufnahme (Awa = Weight Acceptance) ist geprägt von im Vergleich zu HE reduzierter Aktivität des M. tibialis anterior bei IN. Der Hauptsprunggelenksstabilisator M. peroneus longus zeigt geringfügig, höhere Amplituden in der Gruppe IN. Die Strecksehne aus den Mm gastrocnemii lateralis und medialis und des M. soleus zeigt insbesondere in der Schuhkondition während der Weight Acceptance eine erhöhte Aktivität. Gleiches gilt für den Push-Off, während dem die Strecksehne für Propulsion sorgt.

Es bleibt festzuhalten: HE unterscheidet sich nicht von IN bezüglich der Voraktivierung (Apré). In allen anderen Phasen des Laufzyklus (Awa, Apo), also während des Bodenkontaktes, unterscheiden sich HE und IN. Dies ist insbesondere beim Laufen im Schuh der Fall. Die muskuläre Aktivität von Läufern mit laufspezifischen Beschwerden unterscheidet sich demnach in der Standphase von der muskulären Aktivität beschwerdefreier Läufer. Die Fragestellung F2 (H_{F2-EMG}) muss also spezifisch für die einzelnen Funktionsphasen beantwortet werden.

Kaum Unterschiede im M. peroneus longus zwischen HE und IN können auch in der Zeitdomäne konstatiert werden. Ebenso wie im M. tibialis anterior liegen die Zeitpunkte für den Beginn der Aktivierung zwischen HE und IN auf ähnlichem Niveau. Der M. tibialis anterior beginnt mit einer Anhebung des Vorfußes vor Bodenkontakt bereits 60-70% vor Touchdown. Der M. peroneus longus startet knapp vor Bodenkontakt mit einer geringen zeitlichen Voraktivierung von ca. 10%⁹.

Dagegen zeigt auch in der Zeitdomäne die Strecksehne die größeren Differenzen. Die Strecksehne von IN aktiviert wesentlich (5% bedeuten bei einer durchschnittlichen Schrittzklusdauer von 730ms immerhin 36ms) früher als bei HE (Abb. 31, S.86).

Die Dauer der Aktivität der Muskeln der Strecksehne ist geringer bei den Patienten. So ist die Gesamtdauer der Aktivierung des M. soleus bei den Patienten verkürzt. Im Schuh ist dies deutlicher als barfuß¹⁰.

⁹ Abbildung im Anhang

¹⁰ Abbildung im Anhang

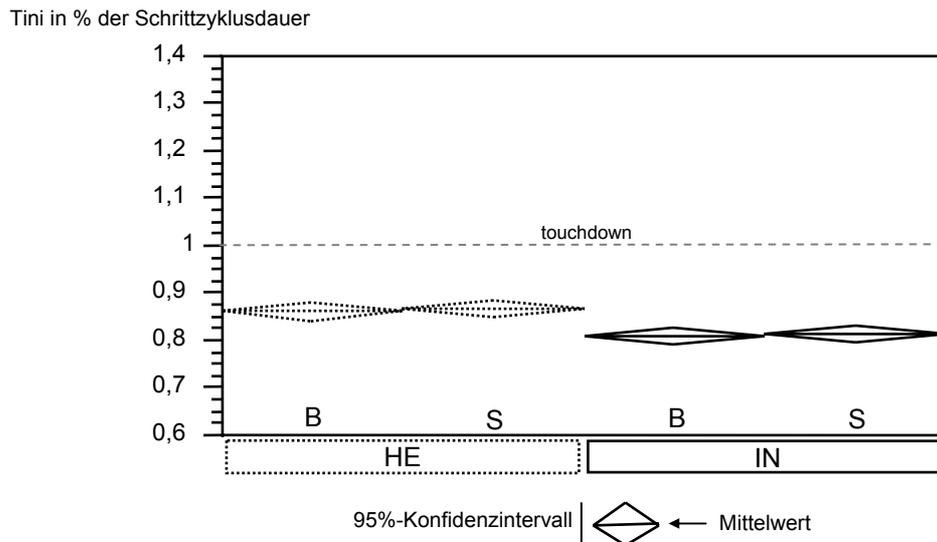


Abb. 31: Tini M. gastrocnemius medialis pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S).

Allerdings ist im Antagonistenzusammenspiel die Strecksehne zusammen mit dem M. tibialis anterior bei IN längere Zeit gemeinsam aktiv als bei HE. Die Dauer der Co-Kontraktion ist im Beschwerdefall geringfügig verlängert bei diesen Muskeln (Abb. 32).

Co-Kontraktion in % der Schrittzklusdauer

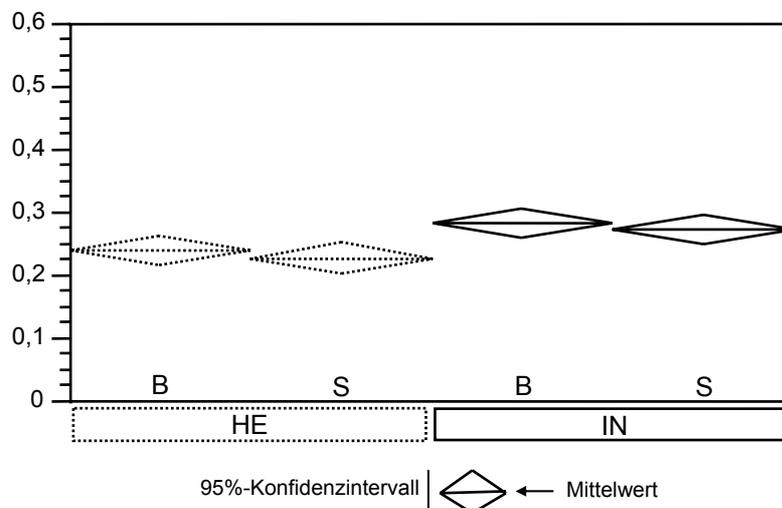


Abb. 32: Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S).

Unterauswertung nach speziellen Diagnosen:

Die Analyse spezieller Diagnosen und ihrer Auswirkungen auf die plantare Druckverteilung und die muskuläre Aktivität wird in einer deskriptiven Unterauswertung für Patienten mit Tendinosen der Achillessehne (AS) mit $n = 15$ und für Patienten mit Femoropatellarem Schmerzsyndrom (FP) mit $n = 8$ im Vergleich zur gesunden Vergleichsgruppe (HE) vorgenommen.

Die Charakteristik des Center-of-Pressure variiert auch beschwerdespezifisch nicht zwischen Patienten mit Achillessehnenbeschwerden (AS) und Patienten mit Femoropatellarem Schmerzsyndrom (FP) und gesunden Läufern (Abb. 33). Sowohl A_{lat} als

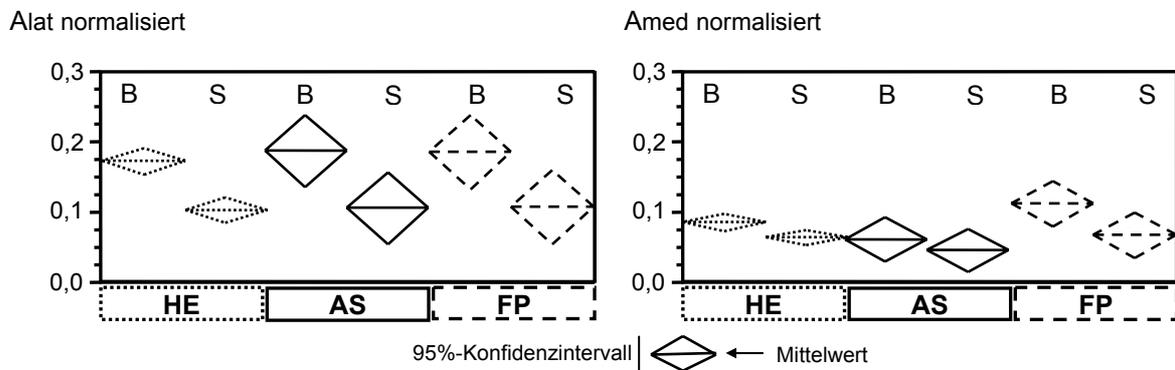


Abb. 33: A_{lat} und A_{med} – normalisiert auf die Fußlänge im Vergleich von HE, AS und PF.

auch A_{med} zeigen bei höherer Variabilität in AS und FP das gleiche Ausmaß in allen Gruppen. Allerdings ist eine klare Trennung in größere Werte bei der Barfußkondition und reduzierte Werte im Schuh nur für HE zu konstatieren. In den Patientengruppen AS und FP ist dieser Unterschied nicht so ausgeprägt.

Ähnlich wie im Gesamtvergleich von HE und IN sind für die Sprunggelenksstabilisation durch den M. peroneus longus höhere Werte für die EMG-Amplitude bei AS und FP, insbesondere im Schuh, festzustellen (Abb. 34).

Awa M. peroneus longus

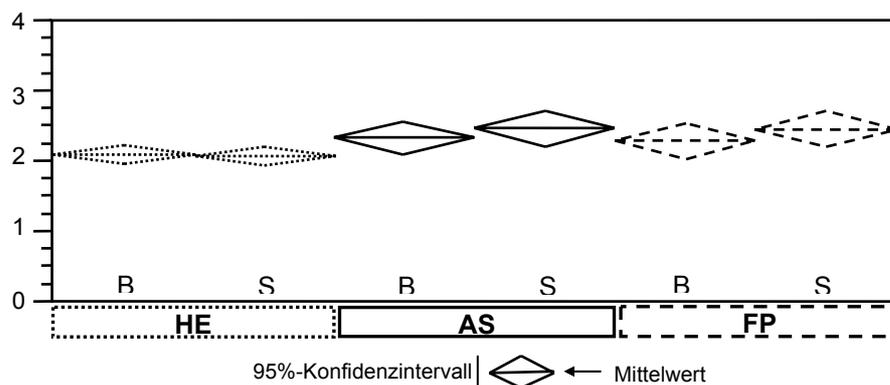


Abb. 34: Awa des M. peroneus longus im Vergleich von HE, AS und PF pro Kondition (B, S).

Vor allem die Patienten mit Femoropatellarem Schmerzsyndrom zeigen eine modifizierte Aktivierung der Strecksehne während des Bodenkontaktes. Dabei zeigt sich im Vergleich zu HE und AS eine erhöhte Aktivierung während der Belastungsaufnahme (Weight Acceptance) und gleichzeitig eine reduzierte Amplitude im Abdruck (Push-Off). Die Patienten mit Achillessehnenbeschwerden zeigen diese Anpassung nicht (Abb. 35).

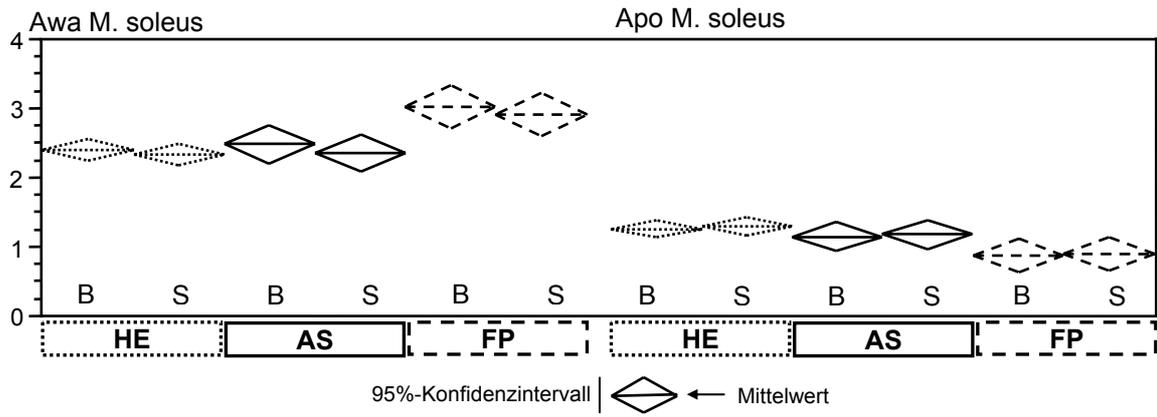


Abb. 35: Awa und Apo des M. soleus im Vergleich von HE, AS und PF pro Kondition (B, S).

Ergebnisse Fragestellung F3: Untersuchung des Präventionseffektes einer Sporteinlagenversorgung

Zur Beurteilung der präventiven Effektivität einer funktionell-dynamisch optimierten Einlage, wird die Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden herangezogen. Im Verlauf der Studie hatten 32% der ursprünglich beschwerdefreien Läufer mindestens einmal Beschwerden zu beklagen (Tab. 21).

Gruppe (Anzahl [n])	Anzahl [n] der Probanden mit Beschwerdeauftritt	Anteil [%] der Probanden mit Beschwerdeauftritt	Absolute Anzahl [n] der Beschwerdeauftritte
CO: n = 31	6	24%	22
EL: n = 30	10	40%	24
Gesamtgruppe	16	32%	46

Tab. 21: Absolute und prozentuale Verteilung der verletzten Probanden in CO und EL.

In der Einlagengruppe (EL) lag der Anteil an den Probanden, bei denen Beschwerden auftraten (40%) allerdings wesentlich höher als in der Kontrollgruppe (CO: 24%). Die Häufigkeit der Beschwerdeereignisse unterschied sich jedoch nicht. So verteilte sich die absolute Anzahl an Beschwerden in etwa gleich auf beide Gruppen (CO: 52,2%, EL: 47,8%, $p > 0.05$) (Abb. 36).



Abb. 36: Prozentuale Verteilung der Beschwerden in CO und EL.

Nach statistischer Prüfung auf Unterschiede wird $H_{0,F3}$ ($p > 0.05$) nicht zugunsten von $H_{1,F3}$ abgelehnt. Die beiden Gruppen CO und EL unterscheiden sich nicht hinsichtlich der Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden. Das Tragen einer funktionell-dynamischen Sporteinlage vermindert somit nicht das Risiko laufbedingte Überlastungsbeschwerden zu bekommen.

Der Tragekomfort der Einlage wurde insgesamt durchschnittlich beurteilt. Im Beobachtungszeitraum war die Bewertung der Einlage hinsichtlich des Scores aus verschiedenen Trageeigenschaften mit Werten um 50 % befriedigend (100%: Maximal mögliche Zufriedenheit, 0%: Einlage ist nicht tragbar) (Abb. 37, S.90).

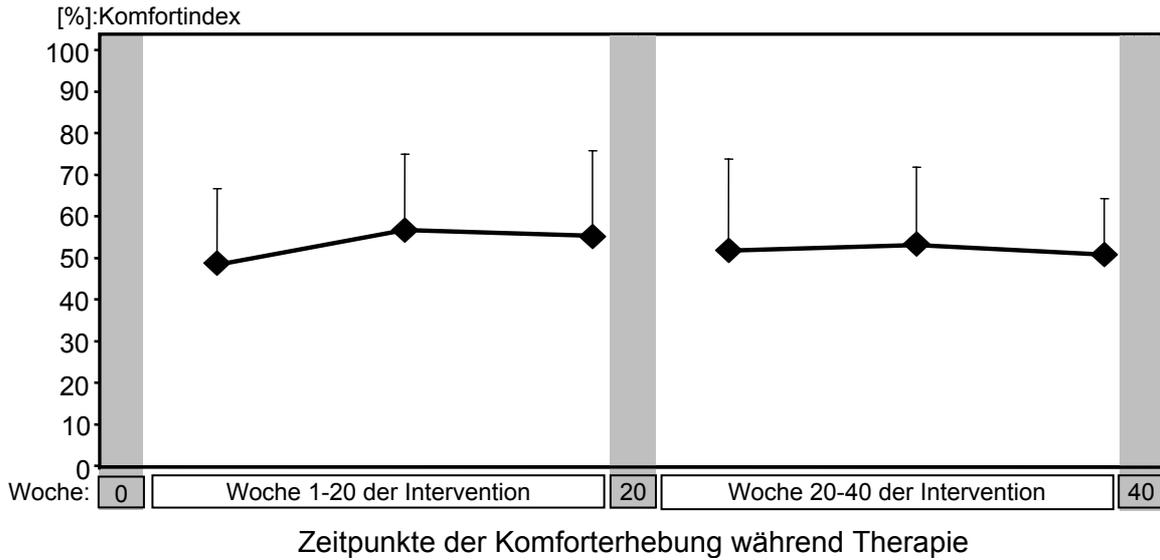


Abb. 37: Entwicklung der Komfortbeurteilung der Einlage in EL während der Intervention.

Die biomechanischen Daten zeigen über den Interventionszeitraum nur geringfügige Anpassungsreaktionen an die Versorgung. So bleibt der Verlauf des Center-of-Pressure, ausgedrückt durch A_{lat} und A_{med} in CO und EL unbeeindruckt von der Intervention. Die Werte für P_{max} über den Gesamtfuß bestätigen die Ergebnisse aus der Vorstudie „Wirksamkeit einer Sporeinlagenversorgung“ (Kapitel 3.2). Barfuß werden hier mit Werten um $46,7 \pm 2,2 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$ die höchsten Druckspitzen erzielt. P_{max} erreicht in den Schuhkonditionen (M und S) maximal $36 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$. Das härtere Interface, das durch die Einlage entsteht, wird auch hier deutlich. Die Kondition M ($33,1 \pm 0,8 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$) resultiert in höheren Werten für P_{max} als der Referenzschuh S ($29,1 \pm 1,5 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$) (Abb. 38).

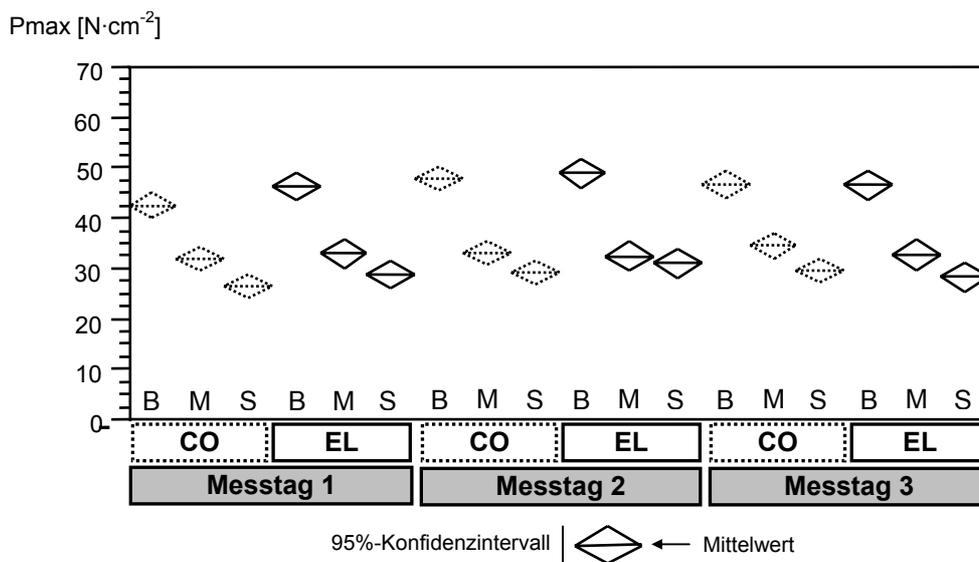


Abb. 38: Means Diamonds von P_{max} über den Gesamtfuß während der Intervention in CO und EL pro Messkondition.

Eine Erhöhung der plantaren Druckbelastung entsteht durch die Einlage (M) auch am medialen Längsgewölbe. Dort steigt die Druckbelastung (M: $15,3 \pm 1,4$) gegenüber S ($12,5 \pm 1,0$) und B ($10,7 \pm 1,2$) (Abb. 39).

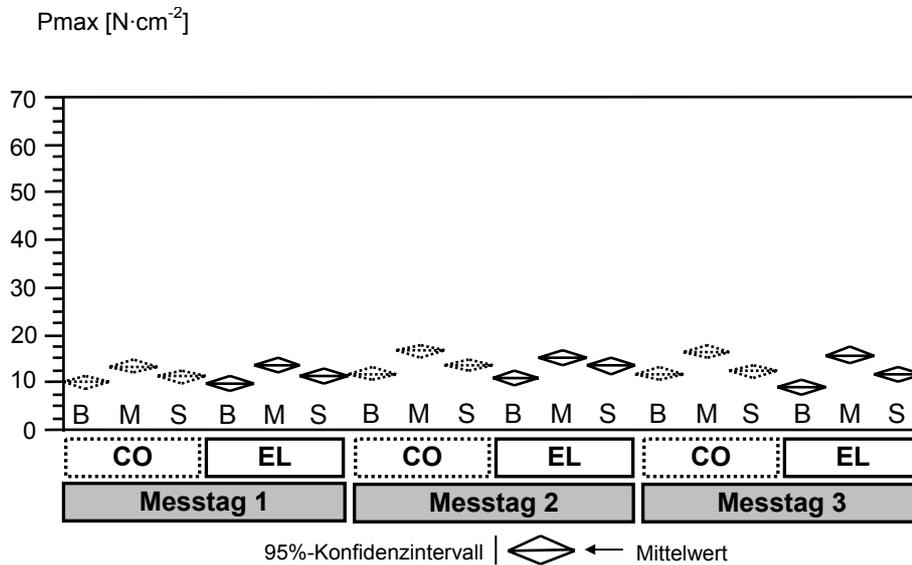


Abb. 39: Means Diamonds von P [N·cm⁻²] unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske im Studienverlauf pro Messkondition

Allerdings ändern sich diese Werte in EL, die ständig mit dieser Einlage trainiert, nicht gegenüber CO, die nur zur Messung eine Einlage erhielt. Eine Adaptation im Interventionsverlauf ist nicht erkennbar.

Die mediale Druckerhöhung resultiert nicht in einer Erhöhung der Druckbelastung auf der lateralen Fußseite. Der Bereich des Detorsionskeils erfährt in M keine Erhöhung gegenüber S. Beide Konditionen liegen deutlich unter dem Barfußniveau (Abb. 40).

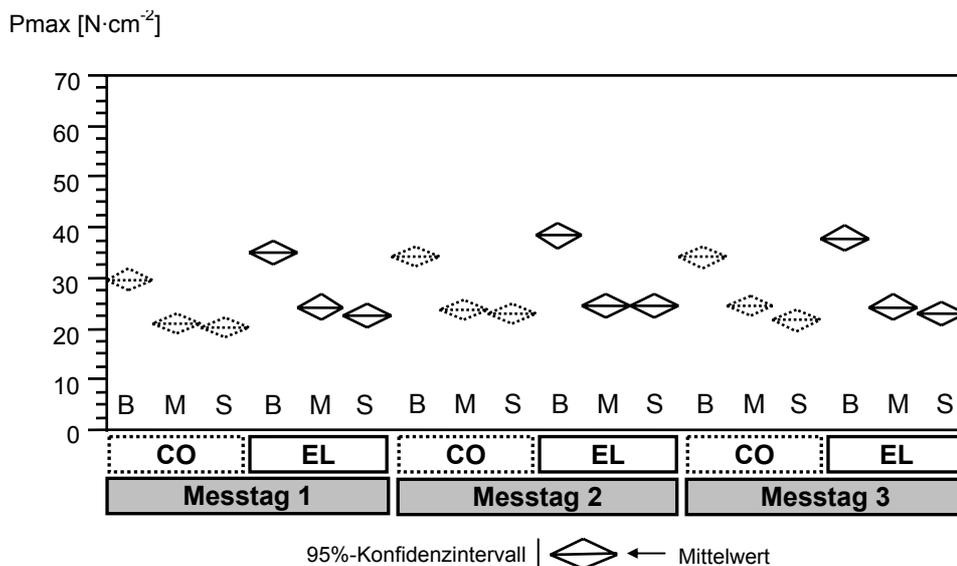


Abb. 40: Means Diamonds von P [N·cm⁻²] unter dem Detorsionskeil (M4 der AFE-Maske) Längsgewölbe im Studienverlauf pro Messkondition.

Das Force-Time-Integral (FTI in N·s, normalisiert auf das Körpergewicht) zeigt korrespondierende Werte.

Die Amplitude der elektromyographischen Aktivität zeigt insbesondere im M. tibialis anterior Unterschiede zwischen den Messbedingungen. So liegt zu jeder Phase des Schrittzklus barfuß (B) eine höhere Aktivität vor als mit Einlage (M) oder Schuh. Abb. 41 zeigt die mittlere Aktivität des M. tibialis anterior über den gesamten Schrittzklus normalisiert auf die Barfußbedingung.

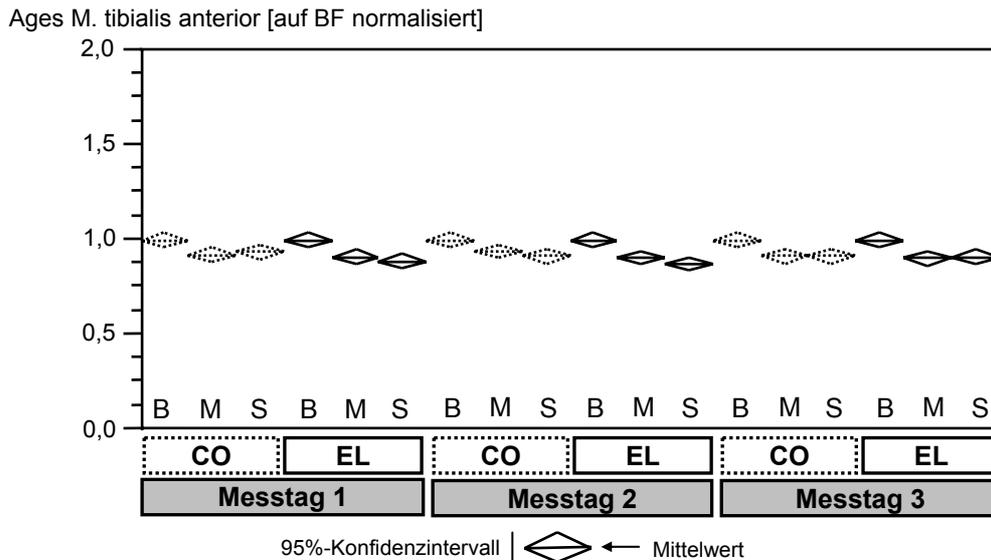


Abb. 41: Amplitude des M. tibialis anterior während des gesamten Schrittzklus im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.

In der Streckschlinge zeigt sich mit zunehmendem Studienverlauf eine geringfügig größere Amplitude in der Phase der Weight-Acceptance (Abb. 42).

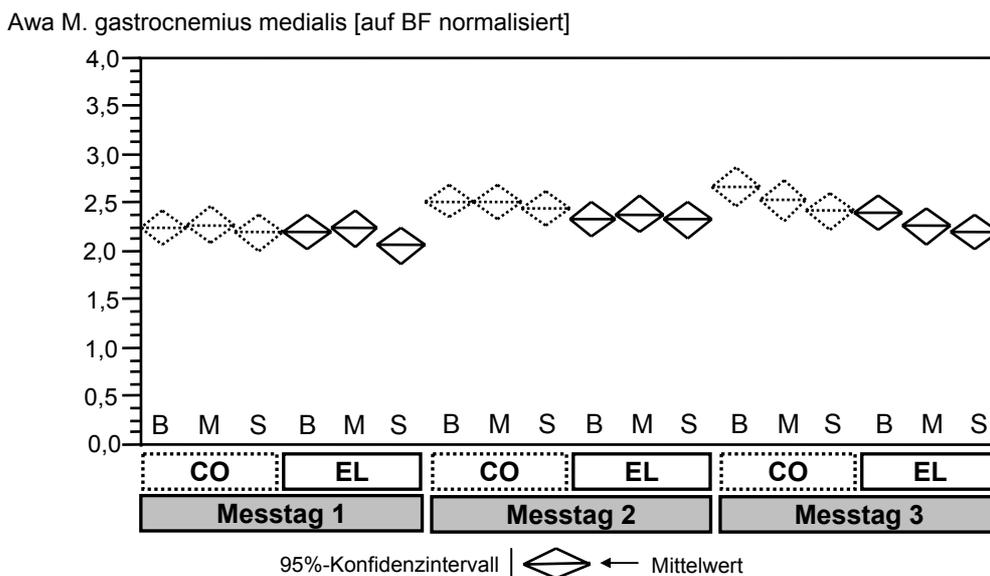


Abb. 42: Awa M. gastrocnemius medialis im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.

Gegen Ende des Bodenkontaktes, in der Phase des Push-Off, zeigt CO im Studienverlauf sukzessiv eine geringere Aktivität (Abb. 43). Nach variablem Beginn im Vergleich der

Apo M. gastrocnemius medialis [auf BF normalisiert]

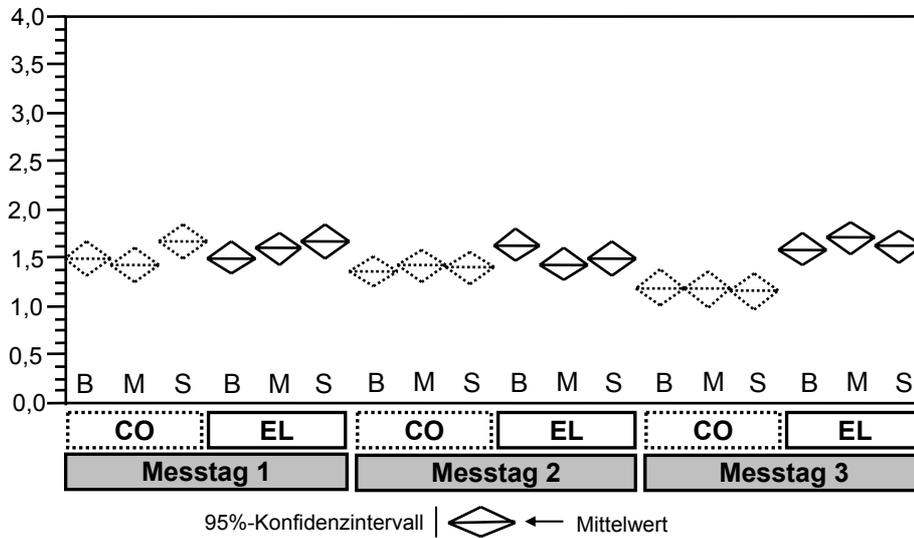


Abb. 43: Apo M. gastrocnemius medialis im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.

Messkonditionen an Messtag 1 zeigen die Konditionen zunehmend geringere Abweichungen. B, M und S gleichen sich nach längerer Adaptation an. Das generelle Aktivitätsniveau in dieser Phase liegt unter dem in der Weight-Acceptance.

Zur Darstellung möglicher Interventionseffekte im Verhalten des M. peroneus longus wurden jeweils individuelle Differenzen zwischen den Messtagen berechnet. Abbildung 44 zeigt die Aktivität während der Phase der Weight Acceptance. Dort wird deutlich, dass im Interventionsverlauf keine Anpassungen und Unterschiede zwischen EL und CO auftreten.

Awa M. peroneus longus [auf BF normalisiert]

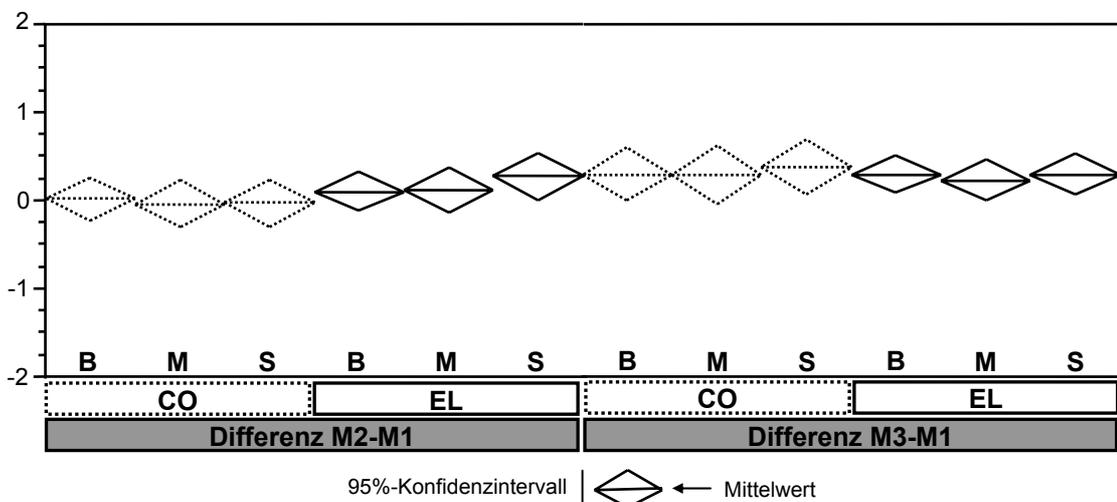


Abb. 44: Amplitude des M. peroneus longus in der Weight-Acceptance-Phase. Darstellung der Differenzen von Messtag 2 – Messtag 1 und von Messtag 3 zu Messtag 1.

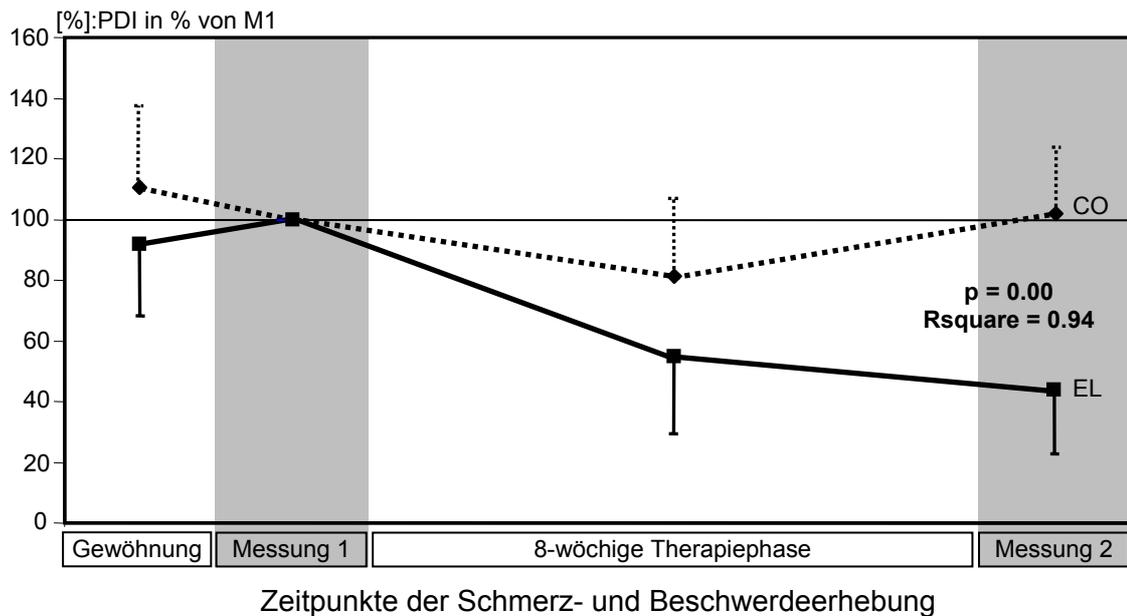
Die zeitliche Aktivität der Unterschenkelmuskulatur änderte sich nur unwesentlich im Interventionszeitraum. Die an der Sprunggelenksstabilisation beteiligten Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus longus verändern ihre zeitliche Aktivität durch das Tragen einer Einlage nicht. So ist das Ende der Aktivierung des M. peroneus longus immer bei ca. 30% der Schrittzklusdauer nach Bodenkontakt. Erkennbare Effekte treten weder durch die Intervention (CO, EL), noch durch die Messbedingung (B, M, S) auf.

In den Muskeln der Strecksehne (Mm gastrocnemii lateralis & medialis, M. soleus) sind geringe Messtageffekte zu erkennen. Gruppenunterschiede zwischen CO und EL sind auch hier nicht gemessen worden. Ein um etwa 10-15% vor Bodenkontakt auftretender Aktivierungsbeginn verdeutlicht die Voraktivierung der Strecksehne. Gemessen an einem Schrittzklus ist die Strecksehne für ungefähr die Hälfte der Dauer aktiv. Dies umfasst die Dauer der Voraktivierung (10-15%) und die Phase des Bodenkontaktes (ca. 40%)¹¹

¹¹ Abbildungen zum zeitlichen Aktivierungsmuster finden sich im Anhang

Ergebnisse Fragestellung F4: Therapieeffekte einer Sporteinlagenversorgung

Zur Beurteilung der therapeutischen Effektivität einer funktionell-dynamisch optimierten Schuheinlage, ist die Evaluation der Änderung der Beschwerden von grundlegender Bedeutung. Anhand des Pain-Disability-Index (PDI) wurde die funktionelle Beeinträchtigung durch die laufspezifischen Beschwerden im Therapieverlauf erhoben (Abb. 45).



Legende	Gruppe	Mean an M2	Std Error	Lower 95%-CI	Upper 95%-CI
.....	CO	102,025	10,706	80,191	123,86
————	EL	44,054	10,386	22,872	65,24

Abb. 45: Entwicklung der Beschwerdebeurteilung anhand des PDI im Studienverlauf: Darstellung des Schmerzes in Bezug zu Messtag 1 (vor Therapie), (Mittelwert und 95%-CI).

Abb. 45 zeigt den Verlauf des PDI in den zwei Gruppen CO und EL. Die Schmerzwerte wurden dabei auf den Ausgangswert an Messtag 1 (100%) normalisiert und in % ausgedrückt. Während der 2-wöchigen Gewöhnungsphase wurde der PDI zweimal erhoben (dargestellt ist der Mittelwert). Die Variation zwischen CO und EL in dieser Phase gibt Hinweise auf die Trennschärfe und Variabilität des PDI. Nach 4 Wochen Therapie ist der PDI-Summenscore in der Einlagengruppe (EL) auf ca. 55% reduziert. CO zeigt hier eine zeitweilige Verbesserung um ca. 20%. Am Ende des Therapiezeitraumes von 8 Wochen liegt der Schmerz in EL bei 44%. In der Kontrollgruppe ist die Beurteilung nahezu auf Ausgangsniveau (102%). Nach statistischer Prüfung auf Unterschiede kann $H_{0,F4}$ ($p=0.00$, $Rsq = 0.94$) zugunsten von $H_{1,F4}$ abgelehnt werden: Die beiden Gruppen CO und EL unterscheiden sich hinsichtlich der Schmerz- und Beschwerdebeurteilung nach 8-wöchiger Therapie (Verbesserung bei IN um 56%).

Die Erhebung der Komfortbeurteilung während des Therapieverlaufs zeigte ein sehr hohes Maß an Zufriedenheit mit der Versorgung (100%: Maximal mögliche Zufriedenheit, 0%: Einlage ist nicht tragbar). (Abb. 46):

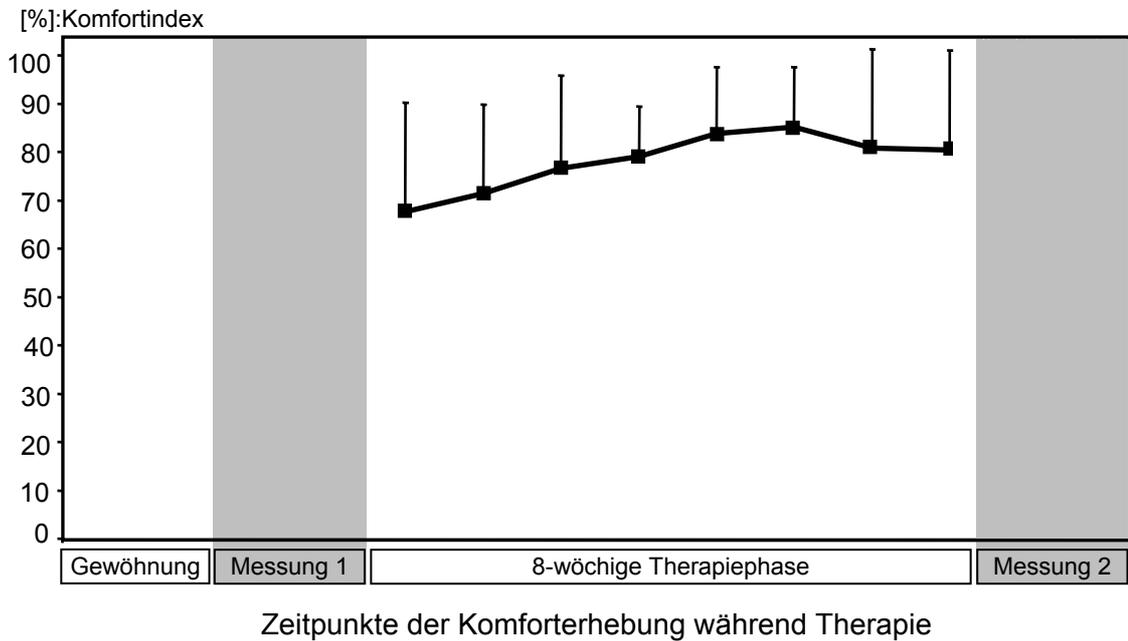


Abb. 46: Entwicklung der Komfortbeurteilung der Gruppe EL während des Therapieverlaufs.

Bereits zu Therapiebeginn ist die Beurteilung des Komforts überdurchschnittlich. Nach 5 bis 6 Wochen wird die höchste Zufriedenheit erreicht.

Zur Beantwortung der Frage nach einer funktionellen Anpassung an das Tragen der Sporteinlage werden die biomechanischen Daten herangezogen. Dort liegen möglicherweise Erklärungsansätze für die Schmerzreduktion in der Einlagengruppe (EL):

In der Einlagengruppe ist A_{lat} nach Therapie im Barfußlauf reduziert (Abb. 47). Der A_{lat} normalisiert

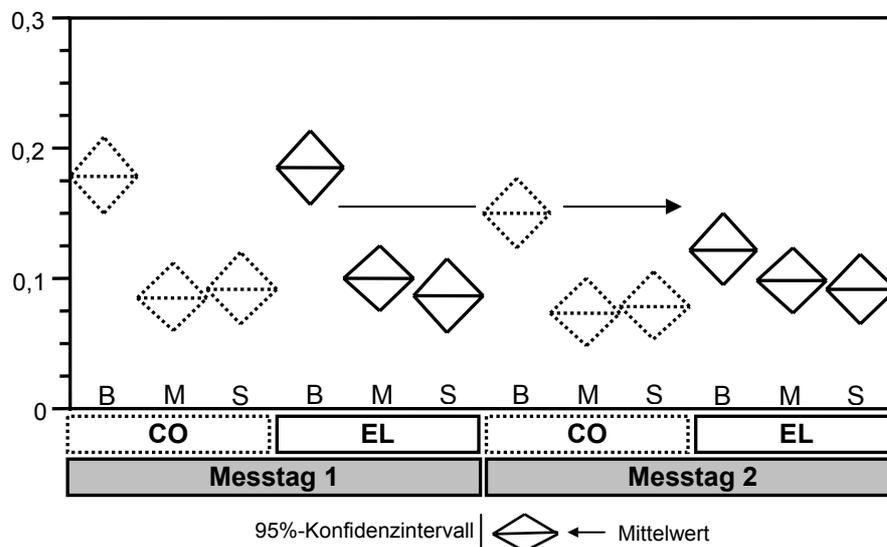


Abb. 47: A_{lat} – normalisiert auf die Fußlänge im Therapieverlauf pro Messkondition

laterale Verlauf des Center-of-Pressure (CoP) nähert sich dem Muster im Schuh an. Dagegen unterliegt der mediale Anteil des CoP-Verlaufs keiner Therapieanpassung in den Gruppen.

Durch die Längsgewölbestütze im medialen Bereich der Einlage wird eine Erhöhung von P_{max} , induziert. Diese Druckerhöhung unterscheidet sich weder in EL von Messung 1 zu Messung 2, noch zwischen den Gruppen CO und EL. Weder das Barfußlaufmuster, noch der Lauf mit der Einlage (M) oder der Lauf im Schuh unterliegt einer Anpassung (Abb. 48).

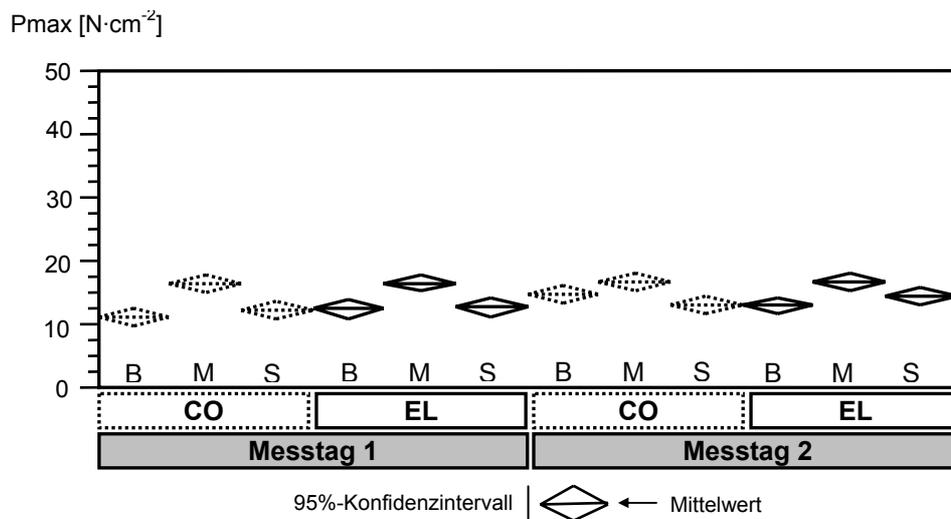


Abb. 48: P_{max} [N·cm⁻²] unter dem Längsgewölbe im Therapieverlauf pro Messkondition

Ebenso zeigt das Force-Time-Integral (FTI) diese Charakteristik. Auch im zeitlichen Verlauf entsteht durch die Längsgewölbestütze eine höhere Belastung. Diese bleibt aber in beiden Gruppen von der Intervention unbeeindruckt (Abb. 49).

FTI [normalisiert] unter M2 (AFE-Maske)

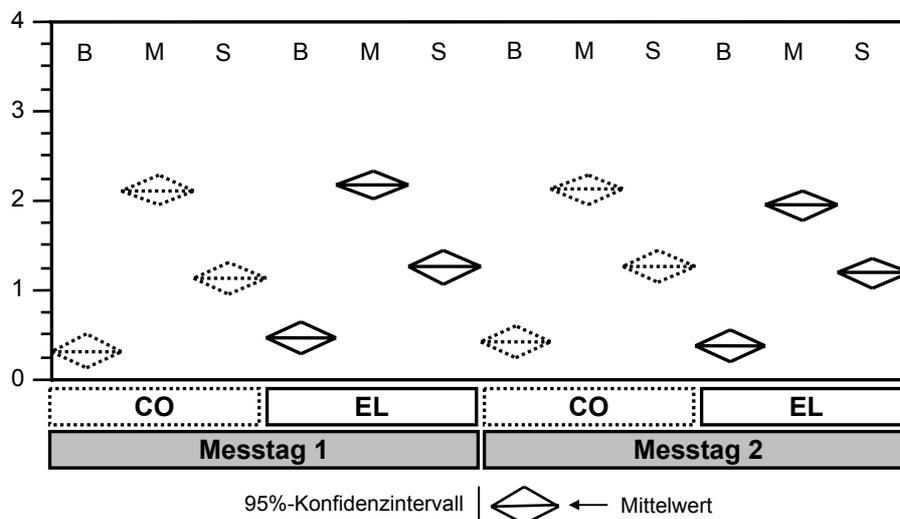


Abb. 49: FTI unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske) normalisiert auf das Körpergewicht im Therapieverlauf pro Messkondition.

Die erhöhte Druckbelastung im medialen Gewölbe sorgt im Sinne einer Lastverteilung nicht für eine erhöhte Belastung auf der Außenseite des Fußes. Im Bereich des Detorsionskeils (lateraler Vorfuß) ist in der Einlagenkondition (E) keine Erhöhung von Pmax nachgewiesen worden (Abb. 50). Barfuß liegen dort die Werte wesentlich (ca. + 25%) höher als in den Schuh- und Einlagenbedingungen (M, S).

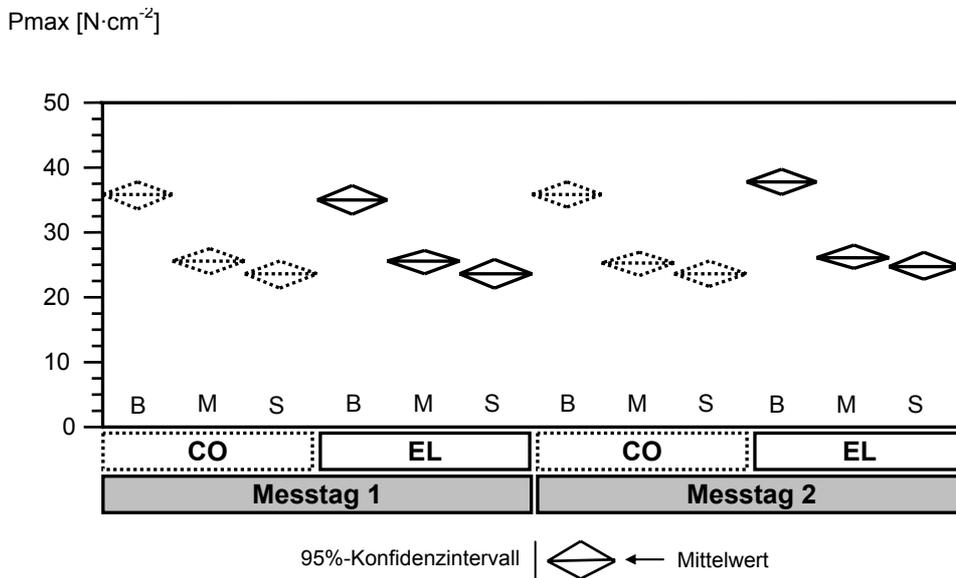


Abb. 50: Pmax unter dem lateralen Vorfuß / Detorsionskeil (M4 der AFE-Maske) im Therapieverlauf pro Messkondition.

Die muskuläre Aktivierung zeigt im Hauptsprunggelenksstabilisator M. peroneus longus in der Amplitudendomäne nach Therapie mit der Sporteinlage (EL) eine Erhöhung der Aktivität in den Schuh und Einlagenkonditionen (M, S) während der Belastungsaufnahme (Awa) (Abb. 51).

Awa M. peroneus longus [auf BF normalisiert]: Differenz M2-M1

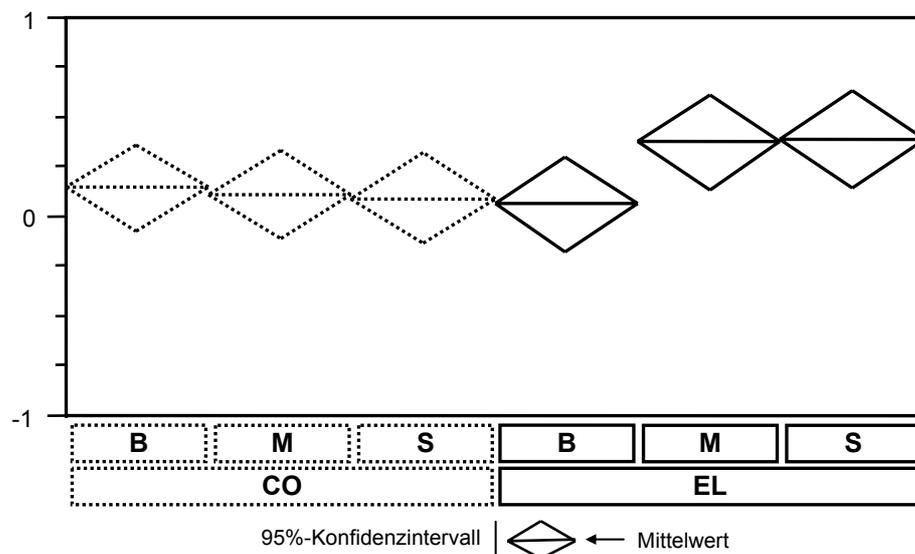


Abb. 51: Amplitude des M. peroneus longus in der Weight-Acceptance-Phase. Darstellung der Differenzen von Messtag 2 – Messtag 1.

Die Barfußbedingung bleibt, da auf diese normalisiert wird, in dieser Darstellung unbeeindruckt von Therapieeffekten. Die Differenz (M2-M1) von Awa des M. peroneus longus ist dabei in EL um rund 50% größer als in CO.

Die restlichen getesteten Muskeln (M. tibialis anterior, Mm gastrocnemii lateralis und medialis, M. soleus) zeigen keine Anpassungen in der Amplitudendomäne.

Bei Betrachtung der zeitlichen Koordination der getesteten Muskeln wird deutlich, dass bei Einzelbetrachtung der Muskeln keine Interventionseffekte festzustellen sind. Das zeitliche On/Off-Muster des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus sind in CO und EL über den Therapiezeitraum stabil (Abb. 52 (unten) und Abb. 53 (S. 100)).

Der M. tibialis anterior beginnt sehr früh, ca. 55% vor Bodenkontakt, um den Fuß auf die Landung vorzubereiten. Bereits nach 10% der Schrittzklusdauer nach Bodenkontakt endet die Aktivität des M. tibialis anterior. Der M. peroneus longus beginnt seine Aktivität kurz vor Bodenkontakt und 30-35% nach dem Erstkontakt des Fußes am Boden beendet der Muskel seine Aktivität. Geringfügig später, nach durchschnittlich 40%, verlässt der Fuß wieder den Boden.

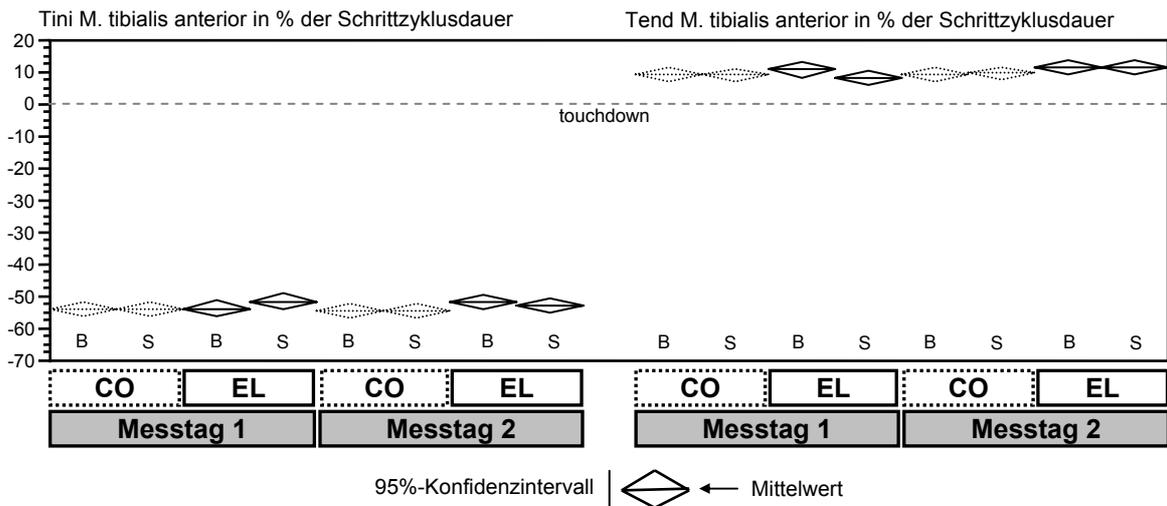


Abb. 52: Beginn und Ende der Aktivierung des M. tibialis anterior im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkondition barfuß (B) und Schuh (S).

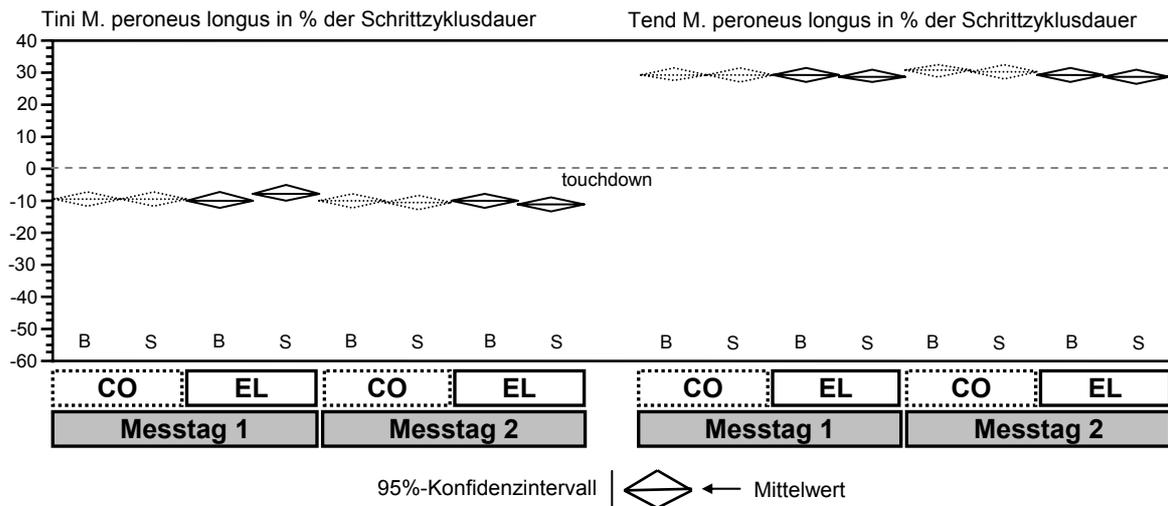


Abb. 53 Beginn und Ende der Aktivierung des M. peroneus longus im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkondition barfuß (B) und Schuh (S).

Die Strecksehne (Mm gastrocnemii lateralis und medialis, M. soleus) hat ihr Aktivitätsfenster in ähnlicher Form wie der M. peroneus longus. Der Beginn ist im Mittel wenige Prozent nach dem des M. peroneus longus, ebenso das Ende. Interventionseffekte in der Strecksehne wurden nicht gemessen.

Bei Einzelbetrachtung der Muskeln ist demnach keine Anpassung zu beobachten. Im individuellen Zusammenspiel der Muskeln treten geringfügige Anpassungen auf. Die Berechnung individueller Co-Kontraktionsmuster von M. tibialis anterior und M. peroneus longus, beide an der Stabilisation des Fußes bei Bodenkontakt beteiligt, zeigt in der Einlagengruppe eine Verlängerung bzw. eine größere zeitliche Überlappung. Dies tritt nach achtwöchigem Tragen der Einlagen in EL bei beschuhtem Lauf (M, S) auf (Abb. 54).

Co-Kontraktion: Differenz M2-M1: Messtagedifferenz, berechnet aus der zeitgleichen Aktivierung in % der Schrittzklusdauer

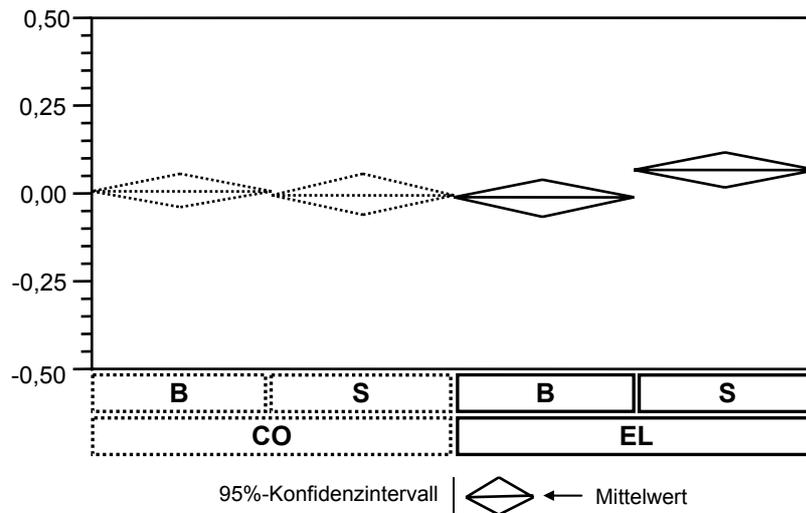


Abb. 54: Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. peroneus longus im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S). Darstellung der Differenzen von M2 – M1.

Dagegen bleibt das Co-Kontraktionsmuster des Agonist-Antagonisten Paares M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis (oder lateralis) unbeeindruckt von einer Anpassung (Abb. 55).

Co-Kontraktion: Differenz M2-M1

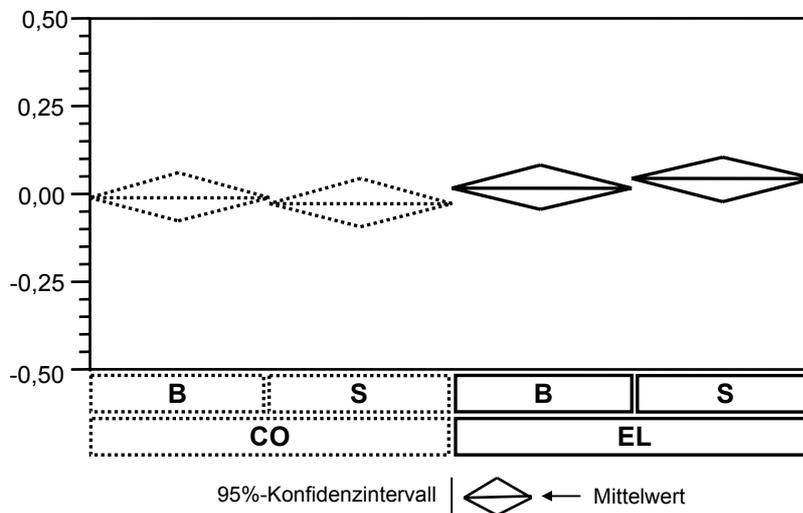


Abb. 55: Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S). Darstellung der Differenzen von M2 – M1.

Das individuelle Zusammenspiel von M. tibialis anterior und M. peroneus longus resultiert in Anpassungen an die Einlagenintervention. Die Muskeln der Strecksehne des Sprunggelenks zeigen keine Anpassungen im Therapieverlauf.

4 Diskussion

Fragestellung F2: Unterschiede im Bewegungsmuster zwischen beschwerdefreien Läufern und Läufern mit Beschwerden

Bei der Analyse der Anthropometrie und Trainingsdaten beider Vergleichsgruppen HE und IN wird deutlich, dass beide Gruppen nahezu identische körperliche Voraussetzungen mit sich bringen. Gleichzeitig ist das Trainingsverhalten in beiden Gruppen sehr vergleichbar. Es kann somit nicht darauf geschlossen werden, dass beschwerdefreie Läufer ihr Training anders gestalten als die Läufer mit Beschwerden und möglicherweise deshalb keine Überlastungsreaktionen zeigen. Sowohl der Trainingsumfang, als auch die Gestaltung des Trainingsuntergrundes, ist vergleichbar. Ebenso ist die Wettkampftätigkeit, möglicherweise ein Anhaltspunkt für die Intensität des Lauftrainings, gleich verteilt. Das in beiden Gruppen vorherrschende Trainingsterrain mit circa 56% ebenem Untergrund, 36% hügeligem Terrain und 8% bergigem Geläuf spiegelt die geographischen Verhältnisse in der Region des Prüfzentrums (Freiburg im Breisgau) wieder.

Das Niveau des mittleren Trainingstempos von $0,75\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ unterhalb der IAS belegt eine sinnvolle Trainingsgestaltung der Stichprobe (Röcker et al. 1998). Zusammen mit dem hohen Trainingsumfang von rund 47km im Durchschnitt, kann eine sehr gut trainierte Läuferstichprobe konstatiert werden. Die Homogenität der beiden Gruppen lässt weniger Unterschiede aufgrund der Trainingsdaten zwischen HE und IN zu und ist deshalb viel mehr eine Dokumentation der hohen Kongruenz beider Gruppen. Für F2, wie die weiteren Fragestellungen F3 und F4 ist dies von hoher Bedeutung.

Lediglich in Bezug auf die Schuhversorgung sind Unterschiede festzustellen. Die Probanden mit Beschwerden laufen mit insgesamt „stabileren“ Schuhen als die Beschwerdefreien. Interpretiert werden kann dieses Ergebnis in zwei Richtungen. Entweder die Läufer mit Beschwerden bekommen ihre Beschwerden aufgrund zu stabiler oder steifer Schuhe, oder das Schuhwerk wird aufgrund der Beschwerden auf „Stabilschuhe“ umgestellt. Für den ersten Erklärungsansatz gibt es, bis auf klinische Erfahrungen, keine wissenschaftlichen Belege. Die prospektiven Auswirkungen von stabilem Laufschuhwerk auf die Verletzungsinzidenz oder Verletzungsentstehung ist nicht ausreichend geklärt. Prospektive Studien zu diesem Aspekt liegen derzeit nicht vor (Mayer et al. 2004, Yeung & Yeung 2003). Andererseits ist bekannt, dass Läufer mit Beschwerden häufiger dazu neigen das Schuhwerk auszutauschen, um an ihrem Status eine Veränderung herbeizuführen. Der Erfolg dieser selbst gewählten Maßnahme ist jedoch nicht geklärt (Taunton et al. 2003). So kann zumindest gefolgert werden, dass die getragenen

Stabilschuhe bei Beschwerden nicht per se eine Besserung bewirken. Die individuellen Gegebenheiten müssen somit im Einzelfall Berücksichtigung finden. Eine, wie oftmals in der Praxis vorgenommene, unkritische und pauschale Beratung zu stabilem Schuhwerk muss überdacht werden. Oft ist ein neutraler Schuh mit gegebenenfalls individueller Schuheinlage zu empfehlen (Mayer et al. 2004). Stabilschuhe sollten Läufern mit höherem Körpergewicht vorbehalten bleiben.

Die biomechanischen Daten liefern mit der beschwerdefreien Stichprobe Basisdaten, die zum Vergleich mit der Stichprobe mit Beschwerden genutzt werden können (Warren et al. 2004).

Das Abrollverhalten, gemessen an der plantaren Druckverteilung und operationalisiert mit den Größen A_{lat} und A_{med} (Verlauf des Center-of-Pressure) unterscheidet sich in mechanischer Hinsicht nicht zwischen HE und IN. Lediglich der schon in der Vorstudie festgestellte und diskutierte Unterschied zwischen der Barfußbedingung und der Schuhbedingung (Verkleinerung von A_{lat} und A_{med} im Schuh, aufgrund Führung und Stabilität im Schuh) wird auch hier manifest. Möglicherweise ist die Untersuchungsgruppe IN aufgrund der variierenden Beschwerdebilder zu inkongruent, um Unterschiede evident werden zu lassen. Andererseits bleibt zu bedenken, dass der Center-of-Pressure-Verlauf ein sehr individuelles Kriterium ist, das möglicherweise keine Gruppenunterschiede im Mittelwertvergleich zulässt (McPoil & Cornwall 1998). So ist beispielsweise selbst an der Unterstichprobe der Läufer mit Achillessehnenbeschwerden nicht der bereits beschriebene Unterschied (Kleineres A_{lat} bei Läufern mit AS-Beschwerden) zu gesunden Läufern zu reproduzieren (Baur et al. 2004).

Auch in den deskriptiven Messgrößen maximaler Druck und Druck-Zeit-Integral im Gesamtfuß, wie in einzelnen Regionen des Fußes, unterscheiden sich HE und IN nicht. Denkbar wäre aufgrund vorliegender Pathologien und begleitenden Beschwerden beispielsweise eine reduzierte Belastung im Vorfuß, da schmerzbedingt ein impulsiver Abdruck verhindert wird. Dies konnte bei Patienten mit Plantarfasciitis gezeigt werden (Harvinder & Love 1998). Für eine schmerzinduzierte Adaptation des mechanischen Abrollverhaltens reichte jedoch möglicherweise in der vorliegenden Studie das Schmerzniveau nicht aus.

Für die gleiche „Mechanik“ unter dem Fuß während des Abrollvorgangs bei HE und IN mögen methodische Gründe verantwortlich sein. So ist die örtliche Auflösung der Sensormatrix der Druckmesssohlen im Schuh wesentlich geringer als bei derzeit

verfügbaren Druckmessplattformen (1 Sensoren pro 2cm^2 im Vergleich zu 4 Sensoren pro cm^2).

Andererseits können neuromuskuläre Adaptationen eine Anpassung der Mechanik unter dem Fuß verhindern: Ivanenko & Grasso et al. konnten aktuell in einer Studie mit elf rückenmarksgeschädigten Patienten und elf, dem Alter nach adjustierten, Kontrollpersonen in einer umfassenden Analyse des Gangbildes nach Laufbandlauftraining der Rückenmarkpatienten mit Körpergewichtsbelastung ähnliche kinematische Bewegungsparameter vor und in der Standphase beobachten wie bei den Kontrollpersonen. Zur Zielerreichung dieser Fußaufsatz- und Abrollstrategie waren jedoch unterschiedliche Muster der neuromuskulären Aktivität zwischen beiden Vergleichsgruppen festgestellt worden (Grasso et al. 2004, Ivanenko et al. 2003). Dies bedeutet, dass zur Zielerreichung und zum gleichen motorischen Output unterschiedliche Ansteuerungsstrategien möglich sind.

Nun sind Rückenmarksverletzungen in keiner Weise mit Überlastungsbeschwerden im Laufsport zu vergleichen. Der zugrunde liegende Steuerungsmechanismus kann trotzdem auch hier greifen. Dies würde bedeuten, dass die oftmals auch aktuell noch vorgenommenen rein äußeren Betrachtungen in der Gang- und Laufanalyse, nicht ausreichend sind (Novacheck 1998b). Eine Integration neurologischer Vorgänge und der Einsatz der elektromyographischen Methodik zur Erfassung neuromuskulärer Vorgänge sind demnach bei diesen Fragestellungen obligat (Nurse et al. 1999).

Die Aufschlüsselung der muskulären Aktivität während des Gangzyklus im Vergleich von HE und IN erfolgte phasenspezifisch. Dabei zeigt sich in der Phase der Voraktivierung (mittlere Aktivität vor Bodenkontakt) kein Unterschied zwischen HE und IN. Lediglich in der Streckschlinge liegt bei IN ein deutlich vorverlagerter Beginn vor. Die Aktivierungshöhe ist jedoch vergleichbar in beiden Gruppen. Beschwerdefreie Läufer und Läufer mit Beschwerden haben demnach eine ähnliche vorbereitende Strategie auf den initialen Bodenkontakt. Dies legt die Vermutung nahe, dass keine generelle Änderung des Bewegungsprogramms durch die Beschwerden generiert wird. Bei Sprungbewegungen aus unterschiedlichen Höhen, mit und ohne Zusatzlast, wird eine angepasste Voraktivierung mit einem selektiven zentralen Programm („pre-programmed activity“) erklärt (Gollhofer & Kyröläinen 1991, Horita et al. 2002). Dies scheint bei den vorliegenden Beschwerden nicht vorzuliegen. In beiden Gruppen ist jedoch ein bestimmtes Maß an Voraktivierung zur Landevorbereitung vorhanden (Berger et al. 1984).

Dagegen zeigt IN gegenüber HE in der Phase der Belastungsaufnahme (Weight Acceptance) eine höhere Aktivität, sowohl im M. tibialis anterior, als auch in der Streckschlinge (Mm. Gastrocnemii lateralis und medialis, M. soleus). Dabei wird die Streckschlinge wie der M. tibialis anterior exzentrisch belastet (Reber et al. 1993).

Allerdings ist dies nur im Schuh nachzuweisen. Barfuß ist die Ansteuerung bei beiden Gruppen ähnlich. Ein Aspekt, der die grundsätzliche physiologische Bedingung des Barfußlaufs unterstreicht (Robbins & Hanna 1987). Der Unterschied im Schuh als der Bedingung, in der auch das gesamte Lauftraining absolviert wird, zeigt eine verstärkte Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und der Streckschlinge bei Belastungsaufnahme. In diese Phase fällt zeitlich auch die maximale Amplitude der Streckschlinge. Auch bei der maximalen Amplitude zeigt IN höhere Werte als HE. Gewissermaßen ist hier eine „überschießende“ Aktivität zu erkennen, die eine verstärkte Stiffness der unteren Extremität zur Folge hat. Nach einer Untersuchung von Hortobági und DeVita 2000 dient die bei älteren Menschen beobachtete verstärkte Co-Kontraktion in der Standphase beim Treppen absteigen einer verstärkten Stiffness, die als Ausgleich für eine verminderte differenzierte neuromuskuläre Ansteuerung zu werten ist. Dort wird mit einem zentral modulierten willkürlichen und „bewussten“ Fußaufsatz zur Erlangung eines sicheren Standes argumentiert. Auf die Laufbewegung ist dies sicher nicht per se zu übertragen (Hortobági und DeVita 2000).

Die gezeigte Co-Kontraktion wird vielmehr mit einer erhöhten Stabilisierungsstrategie des Sprunggelenks und der gesamten unteren Extremität in Verbindung gebracht (Jönhagen et al. 1996).

In der Phase des Push-Off wird die Streckschlinge der Läufer mit Beschwerden weniger stark aktiviert als bei den beschwerdefreien Läufern. Möglicherweise sorgt in der Propulsion die Schmerzempfindung für eine Hemmung der Aktivität im Push-Off. So sind Änderungen des EMG bei offensichtlicher Behinderung durch den Schmerz bei Patienten mit rezidivierenden Rückenschmerzen im Vergleich zu Gesunden bereits nachgewiesen (Chen et al. 1998).

Normalerweise findet im Push-Off eine Fascilation der Extensoren statt, um zum einen die Anpassung des Fußes an den Untergrund zu gewährleisten und zum anderen einen kräftigen Abdruck zu ermöglichen (Altenmüller et al. 1995). Dieser Mechanismus ist unter Umständen bei Läufern mit Beschwerden gestört. Nocizeptive Afferenzen können für diese Störung mit verantwortlich sein (Madelaine et al. 1999).

Darüber hinaus ist der Mechanismus von Mechanorezeptoren am Fuß und ihren polysynaptischen Reflexverbindungen mit Motoneuronenpools, die die Muskulatur der unteren Extremität ansteuern, zu beachten (Aniss et al. 1992).

“The prominent reflex connections indicate the potential importance of skin areas on the side and sole of the foot in maintaining correct balance of ankle inversion/eversion during locomotion (Aniss et al. 1992) (vgl. Dietz & Duysens 2000).

So wäre ein weiterer Erklärungsansatz, dass dieser Regulationsprozess bei IN Störungen unterliegt. Dort könnte dann auch eine Sporteinlage durch Modulation der Hautrezeptoren sensomotorische Prozesse beeinflussen.

Generell sind für die Kontrolle der Gang- und Laufbewegung ein kontinuierlicher afferenter Input und eine ständige Integration dieser Informationen mit folgender Modulation der Bewegungsantwort notwendig, um eine effektive Kompensation für Störungen im Bewegungsablauf zu garantieren (Dietz et al. 1985, Spaich et al. 2004). Allerdings sind die Mechanismen und die Interaktion von afferentem Input und folgender Kontrollmechanismen nicht abschließend geklärt (Dietz 2003).

Die Feststellung, dass die Voraktivierung sich zwischen HE und IN nicht unterscheidet, legt den Schluss nahe, dass das gleiche Bewegungsprogramm in beiden Gruppen vorliegt und im Barfußlauf von IN auch nur gering moduliert wird. Im Schuh findet dagegen unter Eindruck der Belastungsaufnahme und möglicher Schmerzempfindung eine kontinuierliche Modulation im Verlauf der Standphase statt. Am deutlichsten ist diese Adaptation in der Subgruppe der Patienten mit femoropatellarem Schmerzsyndrom sichtbar.

Fragestellung F3: Untersuchung des Präventionseffektes einer Sporteinlagenversorgung

Während der Intervention wurde eine Beschwerderate von 32% beobachtet. Dies ist konform mit bisherigen Angaben in der Literatur (Fredericson 1996). Dort werden Raten von 24% bis 65% aller Läufer berichtet, die pro Jahr mindestens einmal Beschwerden zu beklagen haben (Macera et al. 1989; Taunton et al. 2002). Gemessen daran ist die Rate noch als gering zu bezeichnen. Möglicherweise ist dies auf die zwangsläufig aufgetretene Beratung zu Beginn der Studie zurückzuführen, da allen Läufern und insbesondere den Trägern der Schuheinlagen vermittelt wurde, mit welchem Schuhwerk die Läufer am Besten zurecht kommen werden und mit welchen Schuhen die Einlage am sinnvollsten korrespondiert.

Die in vielen Übersichtsartikeln postulierte positive präventive Wirkung einer Sporteinlagenversorgung kann nicht bestätigt werden (Fredericson 1996, Gross & Napoli 1993, McKenzie et al. 1985, Tomaro & Butterfield 1995, Van Mechelen 1992). Durch das Tragen von einer Sporteinlage im 10-monatigen Längsschnitt war das Auftreten von Beschwerden bei den Einlagen tragenden Läufern nicht weniger häufig zu verzeichnen als bei den Läufern ohne individuelle Einlagenversorgung. Insgesamt war im Studienverlauf die absolute Anzahl der Läufer mit Beschwerden sogar höher in der Einlagengruppe. Taunton et al. 2003 beschreibt in einer Analyse von 844 Läuferinnen und Läufer während eines 3-monatigen Trainingsprogramms, dass neues Schuhwerk (<6 Monate) verletzungsfördernde, wie auch –reduzierende Wirkung entfalten kann. Allerdings wurde dort nicht im Sinne einer Optimierung ein Wechsel des Schuhwerks vorgenommen, sondern die Probanden nahmen diesen selbst vor. Das widersprüchliche Ergebnis wird mit einer zu geringen Kontrolle anderer Trainingsfaktoren (Umfang, Intensität, bisherige Beschwerden, etc.) erklärt, da beispielsweise Läufer mit Beschwerdeerfahrung, öfter das Schuhwerk wechseln um ihren Problemen zu begegnen (van Mechelen 1992). Ob dies zum Erfolg führt, bleibt allerdings unklar.

Die aktuelle Metaanalyse von Yeung & Yeung 2003 beschreibt in einer gepoolten Population von 716 Probanden und 2803 Kontrollpersonen keinen nachweisbaren präventiven Effekt einer Schuhanpassung, von Fersenpolstern / Fersenkeilen oder Neopren- und Polyurethaneinlagen. Allerdings wurden in diesen Studien hauptsächlich Standardeinlagen ohne individuelle Ausgestaltung angewandt (Yeung & Yeung 2003).

Die eigenen Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass unabhängig vom Abrollverhalten eine individuelle Optimierung durch eine Sporteinlage in Wirklichkeit keine „Optimierung“ darstellt, da kein positiver Effekt zu beobachten ist. Die Empfehlung für beschwerdefreie Läufer kann somit nur lauten, keine Veränderung durch Einlagen herbeizuführen und auch den Schuhtyp nicht gravierend zu verändern.

Die erhobene Komfortbeurteilung der Einlage resultierte in überwiegend positiver Beurteilung der Einlage durch die Einlagengruppe. Überdurchschnittlich gute Komfortbewertungen wurden bereits für standardisiert konfigurierte Einlagen im Vergleich zu normalen Schuhbedingungen erhoben (Mündermann et al. 2001). Eine gute Passform wird zudem mit hohem subjektivem Komfort in Verbindung gebracht (Walther 2003). Deshalb kann eine schlechte Compliance der Einlagengruppe ausgeschlossen werden. Die Einlagengruppe hatte damit nachweislich eine gute Einlagenversorgung, die nicht aufgrund schlechter Anpassung oder unzureichender individueller Gestaltung prädisponierend für

Beschwerden hätte wirken können. Trotzdem blieben die Komfortbewertungen unter denen der einlagentragenden Patienten (siehe Therapieeffekt). Vermutlich ist die Aufgeschlossenheit gegenüber einer Versorgung bei Patienten in therapeutischer Hinsicht größer als es bei beschwerdefreien Läufern hinsichtlich präventiver Maßnahmen der Fall ist. Im Beschwerdefall ist die Bereitschaft eine Veränderung anzunehmen natürlich ungleich höher.

Nennenswerte Anpassungen in der plantaren Druckverteilung treten im Interventionszeitraum nicht auf. Weder der Verlauf des Center-of-Pressure verändert sich über die Zeit durch das Tragen der Einlagen, noch die Verteilung des Drucks (Pmax, FTI). Die akuten Effekte der Einlage, wie die generelle Erhöhung des Druckverteilungsniveaus im Vergleich zur Vergleichsschuhkondition und die mediale Druckerhöhung am medialen Längsgewölbe durch eine Längsgewölbestütze in der Einlage sind analog wie in der Vorstudie festzustellen. Allerdings findet dies an jedem Messtag selbst immer gleich statt und auch die Kontrollgruppe, ohne Einlage trainierend, zeigt die gleichen Effekte wie die Einlagengruppe, die ständig eine Einlage trägt.

Dagegen sind langfristige Anpassungen an eine Einlagenversorgung in vergleichbarer Form nicht in der Literatur beschrieben. Eine akute Einflussnahme auf den Vorfuß durch eine Längsgewölbestütze wurde nicht gemessen. Dies beschrieb bereits Scranton et al. 1982: Dort werden keine Veränderungen der Vorfußbodenreaktionskräfte durch eine Längsgewölbestütze berichtet (Scranton et al. 1982).

Eine mediale Verschiebung des Center-of-Pressure durch die Längsgewölbestütze ist im Maße wie in der Vorstudie festzustellen. Auch dies ist ebenfalls ein akut auftretender und so bereits beschriebener Effekt, der keinen langfristigen Veränderungen bei den beschwerdefreien Patienten unterliegt (Nigg et al. 2003b).

Die nicht erkennbaren Änderungen der Mechanik unter dem Fuß im Interventionsverlauf stützen die neuen Denkansätze, weg von einer Theorie des „alignment of the skeleton“ (Nigg et al. 1999). In einer aktuellen Studie zum Einfluss einer akuten Einlagenintervention mit medialer Erhöhung auf Kinematik und Kinetik der unteren Extremität können ebenfalls an beschwerdefreien Probanden, unabhängig vom Laufstil, keine Effekte nachgewiesen werden (Stackhouse et al. 2004).

Limitierungen der plantaren Druckverteilungsdaten aufgrund von Nichtberücksichtigung der individuellen Fußformen liegen nicht vor. Es wurde bereits gezeigt, dass die dynamische Fußform und ein daraus abgeleiteter Längsgewölbeindex nach Cavanagh &

Rodgers 1987 keinen signifikanten Einfluss auf den maximalen Spitzendruck und das Druck-Zeitintegral haben (Cavangh & Rodgers 1987, Van Schie & Boulton 2000).

Es liegt der Schluss nahe, wonach gesunde Probanden ein sehr stabiles Bewegungsmuster ("Motor Pattern") aufweisen (Scheuffelen et al. 1993).

Die mediale Druckerhöhung führt nicht zu einer Anpassung der muskulären Aktivität des M. peroneus longus. Dieser Effekt aus der Vorstudie bleibt möglicherweise aufgrund eines zu geringen Ausmaßes aus (In der Vorstudie wurde mit maximal möglicher Höhe der Längsgewölbestütze gearbeitet). Berechnungen der Differenzen der Amplitude des M. peroneus longus in der Phase der Weight Acceptance von Messtag 2 zu Messtag 1 und Messtag 3 zu Messtag 1 zeigen zudem keine Anpassungen in der Aktivität dieses Muskels.

Der M. tibialis anterior reagiert beim Tragen der Einlage als auch nur im beschuhten Lauf mit einer reduzierten Aktivität. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Nawoczenski & Ludewig 1999. Dort wurde in einem akuten Vergleich statisch angepasster Einlagen mit einer Kontrollkondition bei zwölf Freizeitläufern eine Erhöhung der Aktivität des M. tibialis anterior um 37,5% gemessen (Nawoczenski & Ludewig 1999). Eine Erklärung für die reduzierte Aktivität könnte ein veränderter afferenter Input auf die Fußsohle durch die gedämpfte Zwischensohle des Schuhs sein (Robbins 1997a). Möglicherweise wird durch die gedämpfte Zwischensohle weniger exzentrische Arbeit in der Belastungsaufnahme notwendig, um die Fußspitze abzubremesen (Komi et al. 1987).

Die anderen Muskeln zeigen keinerlei Veränderung des EMG durch die Einlage. Insbesondere die zeitliche Koordination zeigt keine Adaptation an die Intervention. Dies bestätigt Arbeiten zur muskulären Aktivität bei Einlageninterventionen (Bird et al. 2003, Nawoczenski & Ludewig 1999, O'Connor & Hamill 2004). Dort wird spekuliert, dass die muskuläre Aktivität durch geringe „Störungen“ des Bewegungsablaufes, wie es Einlagen vermuten lassen, keine Anpassungen erfährt (O'Connor & Hamill 2004). Zu berücksichtigen ist hier wiederum, dass es sich um ein gesundes Probandengut handelt (DeMont & Lephart 2004). Neurophysiologische Untersuchungen haben bereits gezeigt, dass das Bewegungsprogramm gesunder Personen derart stabil ist, dass auch durch wesentlich dramatischere Störungen wie Sprunggelenksbandagen keine Veränderungen der muskulären Aktivität evident werden (Scheuffelen et al. 1993).

Fragestellung F4: Therapieeffekte einer Sporteinlagenversorgung

Die Bewertung der Effektivität der Einlagentherapie wurde anhand des PDI quantifiziert. Dort trat ein in EL im Vergleich zu CO statistisch signifikanter Rückgang der Schmerzempfindung ein (-56%). Dieser deutlichen Reduktion kann auch eine deutliche klinische Relevanz zugeschrieben werden, was den Einsatz einer funktionell-dynamisch optimierten Einlage als sinnvolle Therapieform bei laufspezifischen Beschwerden untermauert.

Der PDI, funktionelle Beeinträchtigungen („disability“) durch die laufsportspezifischen Beschwerden abfragend, kann diese, für den Patienten spürbare Verbesserung, abbilden. Im Gegensatz zum eigentlichen Befund bzw. der objektivierbaren körperlichen Schädigung („impairment“) beruht der PDI auf subjektiver Einschätzung der Beeinträchtigung und ist daher ein kognitives Phänomen. Aufgrund dieser methodischen Stärken fand der PDI Eingang in den Schmerzfragebogen der Deutschen Gesellschaft zum Studium des Schmerzes (Nagel et al. 2002). Der Einsatz des PDI bei laufsportspezifischen Beschwerden ist in dieser Studie neu. Erfahrungen gibt es bei der Erfassung der Therapieeffizienz bei chronischen Rückenbeschwerden (Rittweger et al. 2002).

Der Vergleich der gezeigten Beschwerdereduktion mit bisher veröffentlichten Daten gestaltet sich als schwierig, da oftmals nur die absolute Zahl an Patienten genannt wird, die ein diffuse, oft nicht näher klassifizierte oder operationalisierte Verbesserung berichten (D'Ambrosia 1985, Donatelli et al. 1988, James et al. 1978, Lohrer 1989, Pfeffer et al. 1999). Auch die in einem Vergleich unterschiedlicher Therapieformen (mit Behandlung durch Schuheinlagen) bei Plantarfasciitis genannten Outcome-Variablen wie der selbstbeurteilte Nachtherapiezustand in „exzellent“ oder „gut“ eignen sich nicht zum Vergleich mit den vorgestellten Daten (Lynch et al. 1998). Ebenso fallen Vergleiche mit unkontrollierten Studien schwer, da eine unbehandelte Kontrollgruppe, zwar schwierig zu administrieren ist, für die Beurteilung des klinischen Outcomes aber unerlässlich ist (Grimes & Schulz 2002, Martin et al. 2001, Saxena und Hadded 2003).

Nichts desto trotz kann klar gefolgert werden, dass eine Therapie mit einer funktionellen und am dynamischen Bewegungsablauf ausgerichteten Sporteinlage bei Läufern mit laufsportspezifischen Beschwerden als sinnvoll anzusehen ist. Unter Berücksichtigung der gegenwärtig diskutierten, nicht nachgewiesenen Therapieeffizienz konservativer Therapieformen bei den genannten Beschwerden und folglich unspezifischem und kombinierten Einsatz aller verfügbarer Maßnahmen, ist diese Erkenntnis, auch vor der aktuellen Kostenproblematik der Gesundheitsträger, von großer Bedeutung (Mayer et al.

2001b). Die Behandlung mittels konservativer Therapiemaßnahmen sei bisher „mehr eine Kunst als eine Wissenschaft“ (Kader et al. 2002).

Bei medialer Kniearthrose scheint dagegen eine Einlagentherapie mit lateral erhöhten Schuheinlagen eine sinnvolle Maßnahme zu sein (Marks & Penton 2004). Allerdings fehlen auch hier, ähnlich wie bei laufspezifischen Beschwerdebildern gut kontrollierte Studien (Marks & Penton 2004, Razeghi & Batt 2000). Das vorliegende Ergebnis versucht einen Beitrag zur evidenzbasierten Begründung einer Einlagentherapie aufgrund einer kontrollierten randomisierten Studie zu leisten.

Das angeordnete Therapiefenster von acht Wochen erscheint sinnvoll. Bei konservativen Maßnahmen wird oftmals von einem sechs bis zwölf Wochen dauerndem Therapiezeitraum berichtet (Crossley et al. 2002, Martin et al. 2001, Rome et al. 2004, Smidt et al. 2002). Die vorgestellten Daten für den PDI zeigen nach vier Wochen ein unklareres Bild als nach acht Wochen. Folglich ist zur endgültigen Beurteilung einer Versorgung ein Zeitraum von acht Wochen, respektive zwei Monaten zu berücksichtigen. Nach einer Tragezeit von 4 Wochen ist noch keine abschließende Bewertung möglich. Die Frage des Tragekomforts und der daraus resultierenden Compliance der Träger kann jedoch wesentlich früher beantwortet werden.

Die Beurteilung des Tragekomforts liegt mit einer fast vollständigen Zufriedenheit nach wenigen Wochen Therapie auf sehr hohem Niveau (Miller et al. 2000, Mündermann et al. 2001). Der als sehr gut beurteilte Tragekomfort liegt aufgrund der größeren Akzeptanz hinsichtlich der Intervention auf einem höheren Niveau als im prospektiven Studienteil mit den beschwerdefreien Läufern. Somit konnte eine gute Compliance erzielt werden. In diesem Zusammenhang ist nochmals hervorzuheben, dass die Einlage aufgrund einer dynamischen plantaren Druckverteilungsmessung individuell angefertigt wurde. Somit wurde nicht auf eine statische 1:1-Kopie des Fußes, wie allgemein noch üblich, zurückgegriffen (Nawoczinski & Ludewig 1999, Stackhouse 1995, Mündermann 2003a). Da die Sporteinlage für den Sport und dynamische Bewegungsabläufe konzipiert ist, muss sie auch dynamisch angepasst werden (Sneyers et al. 1995). Analysen zum Vergleich von statischer und dynamischer Fußform bestätigen dies (Heiderscheid et al. 2001). Mit der dynamisch optimierten Einlage in der vorliegenden Studie wurden dann auch sehr hohe Werte bezüglich des Tragekomforts erreicht.

Effekte an der plantaren Druckverteilung zeigen sich durch die Einlage wieder vor allem im Bereich des Längsgewölbes. Die mechanische Erhöhung des Fußbettes führt dort auch zu einem höheren maximalen Druck und zu einem erhöhten Kraft-Zeit-Integral. Diese

Erhöhung ist über den Interventionszeitraum stabil. Sowohl die Kontrollgruppe, die nur an Messtag 1 und 2 die Einlage zur biomechanischen Messung trug, zeigt dieses Verhalten, als auch die Einlagengruppe. Obwohl diese ständig mit der Sporteinlage gelaufen ist, schwächt sich die Druckerhöhung im Studienverlauf nicht ab.

Andere Bereiche der plantaren Fläche bleiben, wie schon mehrfach gezeigt, unbeeinflusst von dieser lokalen Veränderung der Druckbelastung unter dem medialen Längsgewölbe.

Im Verlauf der Intervention verkleinert sich allerdings in der Einlagengruppe im Barfußlauf A_{lat} . Dies bedeutet eine Medialisierung der Ganglinie in der Barfußkondition. Das Abrollverhalten im Schuh bleibt davon unbeeindruckt. In wie weit dem Ergebnis Bedeutung beizumessen ist, bleibt unklar. Zum einen ist der Effekt absolut gesehen nicht sehr groß, zum anderen sind trotz Änderungen des Center-of-Pressure-Verlaufes Konsequenzen daraus äußerst strittig und werden aktuell nicht mit einer Bedeutung belegt (Nigg et al. 2003b). Da A_{lat} hauptsächlich vom Verhalten des Center-of-Pressure im Rückfuß beeinflusst ist, wäre eine Erklärung für eine Veränderung in diesem Bereich, dass dort auch eine Einlage mit einer Längsgewölbestütze Wirkung zeigt.

Die erhöhte Druckbelastung unter dem Längsgewölbe mit Einlage, zusammen mit der über den ganzen Fuß betrachtet höheren maximalen Druckbelastung gegenüber der Bedingung im Referenzschuh, bietet nach der Theorie von Robbins et al. 1997a Hinweise, warum die Einlage eine positive Wirkung bei der Beschwerdeentwicklung zeigt. Demnach beeinflussen weiche Untergründe das Stabilitätsverhalten negativ. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl bei einer jungen Probandengruppe (Alter: $30 \pm$ Jahre), als auch bei älteren Testpersonen (Alter >60) auf weichen Untergründen verminderte Balanceleistungen, die sich in höheren Körperschwerpunktsschwankungen äußern, vorliegen (Robbins et al. 1992, Robbins & Waked 1997a). Laut der Theorie von Robbins et al. beeinträchtigt der weiche Untergrund die afferente Informationsaufnahme über die Fußsohle. Die Fähigkeit Impact aufzunehmen und zu stabilisieren wird vermindert (Robbins et al. 1988). Somit könnten Schuhe mit zu weichen Zwischensohlen, wie sie aktuell gebaut werden, negative Auswirkungen auf den aktiven und passiven Bewegungsapparat haben. Möglicherweise werden dadurch Überlastungsbeschwerden provoziert (Robbins & Waked 1997a). Das härtere Interface aus Schuh und Einlage ist deshalb unter Umständen in der Lage in diese Schiefelage mechanisch einzugreifen. Fraglich bleibt, ob dadurch afferente Informationen klarer vermittelt werden, als bei zu weichem Untergrund (Maki et al. 1999).

Die mechanische Druckerhöhung unter dem Fuß und im Längsgewölbebereich hat eventuell Auswirkungen auf das Bewegungssystem (Nurse et al. 1999). Da mechanische Effekte durch Einlagen gering sind, wird geschlossen, dass die positive Wirkung von Sporteinlagen auf Adaptationen im muskulären System zurückzuführen sind (Stacoff et al. 2000b). Darüber können die elektromyographischen Daten Aufschluss bieten.

Im Interventionsverlauf treten bezüglich des Timings der Muskulatur im Mittelwertsvergleich keine Änderungen der Aktivität auf. Lediglich bei Berechnung individueller Co-Kontraktionsmuster (Erhebung der zeitgleichen Aktivierung) ist in der Einlagengruppe eine verlängerte Co-Kontraktion zwischen dem M. tibialis anterior und dem M. peroneus longus festzustellen. Das Ergebnis deutet auf eine verstärkte Stabilisation der unteren Extremität bei Bodenkontakt hin.

Ein weiterer Hinweis ergibt sich durch das Verhalten der Amplitude des M. peroneus longus in der Phase der Weight-Acceptance (Belastungsaufnahme). Dort ist die Aktivität bei Berechnung individueller Differenzen von Messtag 2 zu Messtag 1 in der Einlagengruppe erhöht, während sich in der Kontrollgruppe keine Messtageffekte zeigen. Untersuchungen zur funktionellen Instabilität am Sprunggelenk haben gezeigt, dass Reflexantworten bei einer Umknicksimulation nach circa 70-120ms erwartet werden können (Lynch et al. 1996, Scheuffelen et al. 1993). In der Literatur werden Reflexlatenzen dieser Dauer polysynaptischen Reflexen zugeordnet (Dietz 1992). Es liegt der Schluss nahe, dass auch bei der Reaktion auf die Einlage ähnliche Prozesse zum Tragen kommen (Aniss et al. 1992). Wenn gleich angemerkt werden muss, dass Unterschiede im Reflexgeschehen nicht Gegenstand der Untersuchungsmethodik war.

Aktuell konnten Cordova & Ingersoll 2003 bei der Simulation einer Umknickbewegung sowohl akut, als auch langfristig nach achtwöchiger Tragezeit einer eng anliegenden geschnürten Sprunggelenksbandage bei einer gesunden Stichprobe eine erhöhte Reflexamplitude im M. peroneus longus, nachweisen. Obwohl ein Großteil des Effektes adaptierten Ansprechschwellen der Muskelspindeln zugeschrieben werden, spielen nach Meinung der Autoren auch Mechanorezeptoren, die durch Druck von außen stimuliert werden, eine große Rolle bei der Anpassung der Reflexaktivität (Cordova & Ingersoll 2003).

Möglicherweise kann die mediale Druckerhöhung am Längsgewölbe durch eine Sporteinlage in ähnlicher Form stimulierende Effekte auf die muskuläre Aktivität des M. peroneus longus auslösen. Der M. peroneus longus evertiert das Sprunggelenk und

verhindert eine vermehrte Inversionsbewegung bei exzentrischer Arbeitsweise in der Phase der Belastungsaufnahme (Konradsen et al. 1993).

Entweder findet das Auslösen von Afferenzen der Mechanorezeptoren der Haut oder eine direkte Stimulation der Peroneussehne, die von lateral unter dem Längsgewölbe hindurch zieht und am Os cuneiforme mediale sowie an der Rauigkeit des Os metatarsale I (MFK I) ansetzt (vgl. Netter 1995), statt. Denkbar wäre dann eine Faszillation der Aktivität des M. peroneus longus aufgrund direkten Auslösens eines Dehnreflexes (Ia-Afferenz via Muskelspindeln, Ib-Afferenz via Golgi-Sehen-Apparat) oder aufgrund mechanorezeptiver Afferenzen der Hautrezeptoren.

Andererseits könnte eine, durch das Tragen der Einlagen ausgelöste, Schmerzminderung dafür sorgen, dass segmentale Afferenzen der Nozizeptoren aufgrund reduzierter Hemmmechanismen im Ib-Interneuronenpool für eine Faszillation der M. peroneus longus Aktivität führen. Weit experimentellere Studien als die vorliegende wären nötig, um die exakten Mechanismen ausdifferenzieren zu können.

Ein Zusammenhang zwischen mechanischen Reizen von außen und interner Bewegungsantwort lässt sich jedoch für den Bereich der Sporteinlagenversorgung und ihrer Wirkung konstatieren. Dieses Ergebnis bestätigt das vorgestellte Forschungsparadigma (Komi et al. 1987, Nurse et al. 1999).

5 Zusammenfassung

Die zunehmende Bedeutung des Laufsports in den letzten Jahren führte neben den positiven präventiven Effekten des Laufens, insbesondere bezüglich kardiovaskulärer Erkrankungen, zu einer nicht unbeträchtlichen Inzidenz an Überlastungsbeschwerden. Die Ätiologie dieser Beschwerden ist meist multifaktoriell und wenig wissenschaftlich belegt, weshalb die überwiegende Therapie oft erfahrungsgeleitet durchgeführt wird. Eine klassische Therapieform laufbedingter Überlastungsreaktionen ist die Therapie mittels Schuheinlagen. Diese werden in jüngster Zeit nicht mehr alleine aufgrund der statischen Fußform individuell angepasst, sondern unter Berücksichtigung der dynamischen Fußcharakteristik funktionell optimiert. Dabei wird versucht in den biomechanischen Bewegungsablauf regulierend einzugreifen. Gleichzeitig wird mit Schuheinlagen ein präventiver Effekt angestrebt, um den Auftritt von Beschwerden zu verhindern. In der Literatur ist bezüglich der Effektivität dieser Maßnahmen eine Vielzahl von Studien beschrieben, welche allerdings zum Großteil keine genügende Evidenz zulassen. Der wissenschaftliche Nachweis, sowohl der therapeutischen als auch der präventiven Effektivität von Schuheinlagen mittels kontrollierten prospektiven und randomisierten Studien, steht demnach noch aus.

Darüber hinaus ist nicht abschließend geklärt, über welchen Mechanismus Schuheinlagen auf den Bewegungsablauf Einfluss nehmen. In der Vergangenheit wurde ein „mechanisch“ orientierter Ansatz verfolgt, im Rahmen dessen durch Ausrichtung des Skeletts eine optimale mechanische Bewegungssituation geschaffen werden soll. Neue Studien zeigten jedoch mittels in den Knochen eingebrachter Pins, dass ein mechanischer Einfluss auf Segmentbewegungen des Skeletts nur unsystematisch und in geringerem Ausmaß, als bisher angenommen, möglich ist. Parallel dazu entstand ein als „sensomotorisch“ zu bezeichnender Ansatz. Dort wurde postuliert, dass der Fuß als Aufnehmer afferenter Informationen agiert, welche intern verarbeitet werden und zu Anpassungen der Bewegungsregulation führen. Dieser noch recht junge Zugang wird mit neurophysiologischen Mechanismen begründet. Erste experimentelle Ergebnisse liegen zwar vor, ohne jedoch den Ansatz abschließend begründen zu können. Ein wesentlicher Grund für die lange getrennt verfolgten Ansätze liegt in der nahezu ausschließlichen Betrachtung der Problematik „von außen“. So wurde in der biomechanischen Forschung lange mittels Videoanalytik und Bodenreaktionskraftmessungen die Mechanik der unteren Extremität und deren Beeinflussung untersucht. Neurophysiologische Erkenntnisse wurden kaum integriert und Erkenntnisgewinne aus diesem Bereich nicht beachtet.

In der vorliegenden Arbeit wurde folglich ein integratives Forschungsparadigma gewählt, das versucht beide Dimensionen und beide Ansätze einzubeziehen. So wurde in der Analyse der Effektivität und Wirksamkeit von funktionell-dynamisch optimierten Schuheinlagen sowohl die mechanische Wirkung auf den Fuß, als auch Einflüsse auf die Bewegungsregulation erfasst.

Ein erstes Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung unterschiedlicher Schuheinlagenkonstruktionen und deren Funktionselemente auf Mechanik und Bewegungsregulation (Wirksamkeit). Da die Ätiologie von Beschwerden weitgehend unklar ist, wurde zudem untersucht, ob und wie sich Läufer ohne Beschwerden und Läufer mit laufspezifischen Beschwerden hinsichtlich der Laufmechanik und / oder der Bewegungsregulation unterscheiden. Darauf aufbauend erfolgten die Analyse der Effektivität einer präventiven Schuheinlagenversorgung zur Verhinderung des Auftretens von Beschwerden und die Überprüfung der therapeutischen Effektivität einer Schuheinlage bei der Behandlung laufspezifische Beschwerden.

Zunächst wurde zur Evaluation der Wirkung verschiedener Schuheinlagenfunktionselemente eine Voruntersuchung vorgenommen. Im Test-Retest-Design durchgeführt, diente die Studie zusätzlich zur Ermittlung der Reliabilität der eingesetzten biomechanischen Messmethoden, um ein aussagekräftiges Messsetup für die späteren Interventionsstudien zu generieren. Dabei wurden 17 gesunde, trainierte Probanden einem standardisierten Laufbandtest bei $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ unterzogen. Die Sportler liefen randomisiert in 9 verschiedenen Schuh- und Einlagenbedingungen, wobei der Barfußlauf und das Laufen in einem standardisierten neutralen Laufschuh als Referenz dienten. Die Schuheinlagenbedingungen bestanden aus einer Basiseinlage aus Polyadditionsschaum, die einzeln, oder in Kombination mit den Funktionselementen Längsgewölbestütze, Cuboidstütze, Detorsionskeil und einer Schalenform im Rückfuß bestückt waren. In dieser Laufbelastung wurde, dem Forschungsparadigma folgend, die Mechanik unter dem Fuß mit Messung der plantaren Druckverteilung durch ein In-Schuh-Sohlenmesssystem gemessen und gleichzeitig die muskuläre Aktivität der Unterschenkelmuskulatur per bipolarer Oberflächenelektromyographie aufgenommen. Die Reliabilität wurde anhand der Kriterien Korrelationskoeffizient, Test-Retest-Variabilität in % und des Wiederholbarkeitskriteriums nach Bland und Altman überprüft (Bland & Altman 1986). Die Ergebnisse dieser Prüfung konnten für das vorgestellte Setup und beide Hauptuntersuchungsmethoden eine gute Wiederholbarkeit belegen, so dass das Setup in der späteren Interventionsstudie zur Anwendung kommen konnte.

Die grundsätzliche Wirkung einer Schuheinlage lag in einer, im Vergleich zur Laufschuhreferenzbedingung, Erhöhung der Druckbelastung an der Fußsohle. Bei der Analyse des Einflusses einzelner Schuheinlagenfunktionselemente zeigte sich, dass insbesondere eine Längsgewölbestütze, alleine oder in Kombination mit anderen Elementen, zu einer wesentlichen Erhöhung der Druckbelastung an der Fußsohle im Bereich dieses Elementes führt. Das muskuläre System der gesunden Probanden zeigte sich sehr stabil, wenngleich ein Zusammenhang zwischen erhöhter Druckbelastung im Bereich des medialen Längsgewölbes und einer erhöhten Aktivität des M. peroneus longus festgestellt werden konnte. Aufgrund dieser Ergebnisse war auch die Längsgewölbestütze das bestimmende Element für die Schuheinlagenintervention der nachfolgenden Therapie- und Präventionsstudie.

Zur Analyse der Bewegungsmuster gesunder Läufer (n = 61) im Vergleich zu Läufern mit laufspezifischen Beschwerden (n=51) wurde mit oben dargestelltem Untersuchungssetup auf dem Laufband bei standardisierter Geschwindigkeit von $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ eine Querschnittsuntersuchung durchgeführt. Daraus wurde für die Untersuchung des präventiven Effektes einer Schuheinlagenversorgung die gesunde Gruppe randomisiert im Kontrollgruppenvergleich eine Schuheinlagenintervention unterzogen. Dabei trainierten die Probanden für 40 Wochen unter Führung einer exakten Trainingsdokumentation und eine Beschreibung möglicher, auftretender Beschwerden. Zusätzlich wurden biomechanische Tests, wie oben beschrieben, am Anfang, nach 20 Wochen und nach 40 Wochen durchgeführt. Die Patientengruppe wurde zur Analyse des therapeutischen Effektes ebenfalls im Kontrollgruppenvergleich einer Schuheinlagentherapie zugeführt. Die Patienten mussten dabei nach zweiwöchiger Trainings- und Eingewöhnungsphase an ein Trainings- und Schmerztagebuch und einem anschließenden biomechanischen Test über einen Therapiezeitraum von 8 Wochen eine Schuheinlage tragen. Nach Abschluss des Interventionszeitraumes erfolgte ein erneuter biomechanischer Test analog zur Eingangsmessung. Eine Veränderung der Beschwerdesymptomatik wurde anhand funktioneller Einschränkungen mit dem Pain-Disability-Index erhoben.

Bei der zunächst durchgeführten Analyse möglicher Unterschiede im Bewegungsverhalten von gesunden Läufern und Läufern mit laufspezifischen Beschwerden konnte bezüglich der Mechanik unter der Fußsohle kein Unterschied festgestellt werden. Die plantaren Druckverteilungsmuster beider Gruppen unterschieden sich nicht. Bezüglich der muskulären Aktivität konnte insbesondere in der Phase der Belastungsaufnahme (Beginn der Standphase) eine, im Vergleich zu den Gesunden, erhöhte Aktivität der Strecksehne

des Unterschenkels festgestellt werden. Demgegenüber war die Aktivität im Abdruck bei den Läufern mit Beschwerden in der Streckschlinge reduziert. Die Aktivität in der vorbereitenden Phase auf den Bodenkontakt (Voraktivierung) war unverändert.

Bei der Frage des präventiven Effektes einer Schuheinlage konnte kein geringeres Risiko der Beschwerdeentstehung bei den Läufern der Einlagengruppe konstatiert werden. Die Zahl der Beschwerdeauftritte unterschied sich nicht zwischen der Kontroll- und der Einlagengruppe. Gleichzeitig waren nur sehr geringe Anpassungen des Bewegungssystems an die Einlagenintervention im Beobachtungszeitraum festzustellen. Das Bewegungssystem gesunder Läufer scheint demnach sehr stabil zu sein und wird durch das Tragen einer Schuheinlage nur wenig beeinflusst.

In therapeutischer Hinsicht wurde dagegen eine erhebliche Reduktion der Beschwerdesymptomatik festgestellt. Die Träger der Schuheinlagen konnten nach der achtwöchigen Einlagentherapie eine Reduktion ihrer funktionellen Einschränkungen um 56% berichten. Gleichzeitig zeigte sich über den Interventionszeitraum eine Erhöhung der Aktivität des M. peroneus longus, welcher als Hauptsprungelenkstabilisator tätig ist.

Die Studie konnte demnach zeigen, dass Unterschiede im Bewegungsverhalten von gesunden Läufern und Läufern mit einer durch das Laufen hervorgerufenen Schmerzsymptomatik vorliegen. Dies wird insbesondere bei Betrachtung der muskulären Aktivität deutlich. Hier sorgt vermutlich die Schmerzempfindung für eine Modulation der Aktivität. Da in der Phase der Voraktivierung keine Unterschiede vorhanden sind, liegt der Schluss nahe, dass nicht ein neues Bewegungsprogramm bei den Läufern mit Beschwerden zur Anwendung kommt (andere „pre-programmed activity“), sondern eine Modulation während der Standphase erfolgt.

Die fehlende Risikominimierung bei der Untersuchung des präventiven Effektes einer Schuheinlagenversorgung, legt zusammen mit der nicht nachweisbaren Anpassung der Bewegungsregulation den Schluss nahe, dass einer präventiven Schuheinlagenversorgung, zumindest im Sport, nur eine geringe Berechtigung zukommt, wenngleich dies im Einzelfall abgewogen werden muss. Eine generelle Empfehlung hin zu einer optimierten Schuheinlagenversorgung bei gesunden Läufern kann jedoch nicht unterstützt werden. Auch vor dem Hintergrund der entstehenden Kosten bei einer Versorgung kann empfohlen werden, ohne Symptome eine Veränderung der Schuh- und Einlagenversorgung nur zurückhaltend zu betreiben.

Dagegen kann bei Vorliegen einer Beschwerdesymptomatik aufgrund der erreichten Verbesserung der Beschwerden, eine Schuheinlagentherapie sinnvoll eingesetzt werden.

Mittels der eingesetzten Einlagentherapie mit einer Längsgewölbestütze konnte zum einen eine Druckerhöhung am medialen Fußgewölbe und im Interventionsverlauf als auch eine Erhöhung der Aktivität des M. peroneus longus, als einem der Hauptstabilisatoren im Sprunggelenk, erreicht werden. Vor diesem Hintergrund sind sensomotorische Wirkungen durch Schuheinlagen nahe liegend. Gleichzeitig scheint das Bewegungssystem von Läufern mit Beschwerden vulnerabler gegenüber Einflüssen von außen zu sein, so dass eine gezielte Verbesserung der muskulären Ansteuerung erreicht werden kann. Welche genauen neurophysiologischen Mechanismen (Reduktion von Hemmungsmechanismen im Ib-Interneuronenpool oder direktes Auslösen von Dehnreflexen über Ia-Afferenzen) zugrunde liegen, sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Als Fazit kann somit formuliert werden, dass beschwerdefreie Läufer auf der Basis wissenschaftlicher Daten derzeit nicht zu einer Veränderung ihrer Schuh- und Einlagenversorgung geraten werden kann. Läufern mit Beschwerden kann dagegen mittels Schuheinlagen ein wirksames Therapiemittel an die Hand gegeben werden. Gleichwohl ist die Schuheinlage als Therapiemittel zu verstehen und kann deshalb bei Abklingen der Beschwerden auch wieder weggelassen werden. Keinesfalls bedeutet eine einmalige Schuheinlagentherapie über mehrere Wochen eine Dauerversorgung über Monate oder Jahre.

6 Literatur

1. Albert S, Rinoie C (1994): Effect of custom orthotics on plantar pressure distribution in the pronated diabetic foot. *J Foot Ankle Surg* 33:598-604.
2. Al-Fahel H, Zamzam M, Kremli M, Al Zahrani S (1997): A recommended method for management of foot pain using custom-made insoles. *King Faisal Spec Hosp Med J* 17:475-477.
3. Al-Qattan MM (2000): The "Friday Mass" burns of the feet in Saudi Arabia. *Burns Incl Therm Inj* 26:102-105.
4. Altenmüller E, Berger W, Prokop T, Trippel M, Dietz V (1995): Modulation of sural nerve somatosensory evoked potentials during stance and different phases of the step-cycle. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 96:516-525.
5. Altman DG, Gardner MJ (2000): Confidence intervals rather than P values. Means and their differences. In: Altman DG, Machin D, Bryant TN, Gardner MJ (Eds.): *Statistics with Confidence*, 2nd Ed (S. 3-36). Bristol: British Medical Journal Books.
6. American Sports Data Inc. (2002): *The Superstudy® of sports participation Vol. 1*, Hartsdale, N.Y., American Sports Data Inc.
7. Anderson DL, Taunton JE, Davidson RG (1992): Surgical management of chronic Achilles tendonitis. *Clin J Sports Med* 2:38-42.
8. Aniss AM, Gandevia SC, Burke D (1992): reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Neurophysiol* 67:1375-1384.
9. Archambault J, Wiley J, Bray R (1995): Exercise loading of tendons and the development of injuries. A review of current literature. *Sports Med* 20: 77-89.
10. Arsenault AB (1986): Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* 29:665-676.
11. Atkinson G, Nevill AM (1998): Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine* 26:217-238.
12. Bahr R, Holme I (2003): Risk factors for sports injuries - a methodological approach. *Br J Sports Med* 37:384-392.
13. Balint G, Szebenyi B (1997): Non-pharmalogical therapies in osteoarthritis. *Clin Rheumatol* 11:795-815.
14. Ballas MT, Tytko J, Cookson D (1997): Common overuse running injuries. *Am Fam Physician* 55:2473-2484.
15. Baumgartner R, Stinus H (1995): *Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes*. Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag.
16. Baur H, Divert C, Hirschmüller A, Müller S, Belli A, Mayer F (2004): Analysis of gait differences in healthy runners and runners with chronic Achilles tendon complaints. *Isokin Exerc Sci* 12:111-116.
17. Baur H, Hirschmüller A, Bäurle W, Grau S, Dickhuth HH, 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):S38.

18. Baur H, Hirschmüller A, Kimmich N, Müller S, Gollhofer A, Mayer F (2003): Die Reliabilität und Validität von Funktionselementen zur Optimierung der Einlagenversorgung im Sport. *Deut Z Sportmed* 54:S22.
19. Baurle W, Baur H, Grau S, Röcker K, Gollhofer A, Mayer F (2001a): Reliability of pressure distribution quantities describing the movement of the foot. *Med Sci Sports Exerc* 33(S5):S128.
20. Baurle W, Divert C, Hirschmüller A, Baur H, Grau S, Belli A, Mayer F (2001b): Test-retest reliability of biomechanical quantities in the analysis of different running conditions. In Mester J et al. (Eds.), *ECSS Book of Abstracts of the 6th Annual Congress of the European College of Sports Science* (S. 498). Cologne, Sport und Buch Strauss.
21. 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:S98.
22. Berger W, Dietz V, Quintern J (1984): Corrective reactions to stumbling reactions in man: neuronal coordination of bilateral leg muscle activity during gait. *J Physiol Lond* 357:109-125.
23. Berger W, Quintern J, Dietz V (1987): Afferent and efferent control of stance and gait: developmental changes in children. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 66:244-252.
24. Betz E, Reutter K, Mecke D, Ritter H (1991): Mörke, Betz, Mergenthaler / *Biologie des Menschen*, 13. Ed. (S. 14-1 – 15-102). Heidelberg, Wiesbaden, Quelle & Meyer Verlag.
25. Bird AR, Bendrup AP, Craig BP (2003): The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait Posture* 18:105-113.
26. Blake RL, Denton JA (1985): Functional foot orthoses for athletic injuries: A retrospective study. *J Am Podiatr Med Assoc* 75:359-362.
27. Bland JM (2000): *An introduction to medical statistics* (3rd Ed.). Oxford: Oxford University Press.
28. Bland JM, Altman DG (1986): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* (1) 8476:307-310.
29. Bland JM, Altman DG (1999): Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res* 8:135-160.
30. Borom AH, Clanton TO (2003): Sport shoes and Orthoses, In DeLee JC; Drez Jr. D; Miller MD (Ed.), *Orthopaedic Sports Medicine Vol. 2* (S. 2275-2323). Philadelphia, PA: Saunders.
31. Braune HJ (1997): Early detection of diabetic neuropathy: a neurophysiological study on 100 patients. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 37:399-407.
32. Brill PA, Macera CA (1995): The influence of running patterns on running injuries. *Sports Med* 20:365-368.
33. Bruckner P, Khan K (1993): *Clinical sports medicine*. Australia, McGraw-Hill Book Co..
34. Bruhn S, Gollhofer A (2001): Neurophysiological basics of proprioception and sensorimotor control. *Medizinisch-orthopädische Technik* 121:66-71.

35. Bruhn S, Gollhofer A (2002): Beurteilung mechanischer und neurophysiologischer Effekte von Kniegelenksbandagen in funktionellen Testsituationen. *Sportverletz Sportschaden* 16:15-21.
36. Burgess I, Ryan MD (1985): Bilateral fatigue fractures of the distal fibulae caused by a change of running shoes. *Med J Austral* 143:304-305.
37. Camasta CA (1996): Hallux limitus and hallux rigidus. Clinical examinations, radiographic findings and natural history. *Clin Podiatr Med Surg* 13:423-448.
38. Capasso G (1993): Dynamic varus heel cup: a new orthosis for treating pes planovalgus. *Ital J Orthop Traumatol* 19:113-123.
39. Caputo GM, Cavanagh PR, Ulbrecht JS, Gibbons GW, Karchmer AW (1994): Assessment and Management of Foot Disease in Patients with Diabetes. *N Engl J Med* 331:854-860.
40. Cavanagh PR (1999): The foot as a sensory organ. *ISB Book of Abstract of the 17th Congress of the international Society of Biomechanics (S.18)*, Calgary.
41. Cavanagh PR (Ed.) (1990): *Biomechanics of Distance Running*. Champaign, IL: Human Kinetics.
42. Cavanagh PR, Ulbrecht JS (1994): Clinical Plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *The Foot* 4:123-135.
43. Cavanagh PR, Rodgers MM (1987): The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech* 20:547-51.
44. Chan CW, Rudins A (1994): Foot biomechanics during walking and running. *Mayo Clin Proc* 69:448-461.
45. Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, Lee MY, Chen ML (1998): Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in subjects and low back pain patients. *Clin Biomech* 13(S1):S9-S15.
46. Chiang JH, Wu G (1997): The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture* 5:239-245.
47. Clanton TO, Wood RM (2003): Etiology of injury to the foot and ankle. In DeLee JC; Drez Jr. D; Miller MD (Ed.), *Orthopaedic Sports Medicine Vol. 2 (S. 2224-2274)*. Philadelphia, PA: Saunders.
48. Clement DB, Taunton JE, Smart GE, McNicol KL (1981): A survey of overuse running injuries. *Phys Sports Med* 9:47-58.
49. Cordova ML, Ingersoll CD (2003): Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application. *British Journal of Sports Medicine* 37:258-262.
50. Cornwall MW, McPoil TG (1995): Footwear and foot orthotic effectiveness research: A new approach. *J Orthop Sports Phys Ther* 21:337-344.
51. Cowan D, Jones B, Frykman P, Polly DW, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT (1996): Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med Sci Sports Exerc* 28:945-952.
52. Cowan D, Robinson JR, Jones BH, Polly DW, Berreey BH (1994): Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot Ankle* 15:213-217.

53. Crawford F, Thomson C (2003): Interventions for treating plantar heel pain (Cochrane Review). In: The Cochrane Library, Issue 4. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
54. Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF (2000): Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop* 375:185-192.
55. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J (2002): Physical therapy for patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 30:857-865.
56. D'Ambrosia RD (1985): Orthotic devices in running injuries. *Clin Sports Med* 4:611-618.
57. D'hondt NE, Struijs PAA, Kerkhoffs GMMJ, Verheul C, Lysens R, Aufdemkampe G, Van Dijk CN (2003): Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome (Cochrane Review). In: The Cochrane Library, Issue 4. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
58. Davies S, Gibby O, Philips C, Price P, Tyrrell W (2000): The health status of diabetic patients receiving orthotic therapy. *Qual Life Res* 9:233-240.
59. Debrunner AM (2002): Orthopädie, orthopädische Chirurgie :patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates. 4. Auflage. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, Verlag Hans Huber.
60. DeClerq DL (1997): Ankle bracing in running: the effect of a push type medium ankle brace upon movements of the foot and ankle during the stance phase. *Int J Sports Med* 18:223-228.
61. DeLee JC, Drez Jr. D, Miller MD (Ed.) (2003): Orthopaedic Sports Medicine Vol. 1 & 2. Philadelphia, PA, Saunders Publishing.
62. DeLuca CJ (1997): The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13:135-163.
63. DeLuca CJ, Knaflitz M (1992): Surface Electromyography: what's new? Turin, University of Turin Press.
64. DeMont RG, Lephart SM (2004): Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles. *Br J Sports Med* 38:120-124.
65. Di Fabio RP (1987): Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther* 67:43-48.
66. Dickhuth HH (2000): Einführung in die Sport- und Leistungsmedizin. Schorndorf, Hofmann Verlag.
67. Dietz V (1992): Human neural control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev* 72:33-69.
68. Dietz V (2003): Neural control of functional movement. In Komi PV (Ed.), *Strength and power in sports 2nd Vol.* (S. 11-26). Oxford, Blackwell Publishing.
69. Dietz V, Duysens J (2000): Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait Posture* 11:102-110.
70. Dietz V, Müller R, Colombo G (2002): Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain* 125:2626-2634.

71. Dietz V, Zijlstra W, Prokop T, Berger W (1995): Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 97:408-415.
72. Directive of the European Parliament and of the Council on the approximation of the laws, regulations and administrative provisions of the Member States relating to implementation of good clinical practice in the conduct of clinical trials on medicinal products for human use (Directive 2001/20/EC). *Official Journal of the European Communities*, May 1, 2001.
73. Divert C, Bäurle W, Mayer F, Belli A (2001): The effect of barefoot and shoe treadmill running on ground reaction forces. In Mester J et al. (Eds.), *ECSS Book of Abstracts of the 6th Annual Congress of the European College of Sports Science* (S. 264). Cologne, Sport und Buch Strauss.
74. Donatelli R, Hurlbert C, Conaway D, St Pierre R (1988): Biomechanical foot orthotics: A retrospective study. *J Orthop Sports Phys Ther* 10:205-212.
75. Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush AJ (1999): Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 29:316-325.
76. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP (2000): Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 32:1825-1832.
77. Duysens J, Clarac F, Cruse H (2000): Load-Regulating Mechanisms in Gait and Posture: Comparative Aspects. *Physiol Rev* 80:83-128.
78. Dyck PJ, Classen SM, Stevens JC, O'Brien PC (1987): Assessment of nerve damage in the feet of long distance runners. *Mayo Clin Proc* 62:568-572.
79. Ekenman I, Milgrom C, Finestone A, Begin M, Olin C, Arndt T, Burr D (2002): The role of biomechanical shoe orthoses in tibial stress fracture prevention. *Am J Sports Med* 30:866-870.
80. Eng JJ, Pierrynowski MR (1994): The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther* 74:836-844.
81. Enoka RM (2004): Biomechanics and Neuroscience: A failure to communicate. *Exerc Sport Sci Rev* 32:1-3.
82. Focus Medialine (2002): Der Markt für Fitness und Wellness. Daten, Fakten, Trends. Zugriff unter: <http://www.medialine.de/marktanalysen>.
83. Fredericson M (1996): Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med* 21:49-72.
84. Frykberg RG, Bailey LF, Matz A, Panthel LA, Ruesch G (2002): Offloading properties of rocker insole. *J Am Podiatr Med Assoc* 92:48-53.
85. Fuller EA (1999): Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 89:278-291.
86. Gabbe BJ, Finch CF, Bennell KL, Wajswelner H (2003): How valid is a self reported 12 month sport injury history? *Br J Sports Med* 37:545-547.
87. Galloway MT, Jokl P, Dayton OW (1992): Achilles tendon overuse injuries. *Clin Sports Med* 11:771-782.

88. Garbalosa JC, McClure MH, Catlin PA, Wooden M (1994): The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. *J Orthop Sports Phys Ther* 20:200-206.
89. Gillespie WJ, Grant I (2003): Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library, Issue 4*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
90. Goldstein EB (1997): *Wahrnehmungspsychologie*. Heidelberg, Spektrum Akademischer Verlag.
91. Gollhofer A (2003): Proprioceptive training: considerations for strength and power production. In Komi PV (Ed.), *Strength and power in sports*, 2nd Ed (S. 331-342). Oxford, Blackwell Publishing.
92. Gollhofer A, Horstmann GA, Schmidtbleicher D, Schöntal D (1990): Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type of contractions. *Eur J Appl Physiol* 60:7-14.
93. Gollhofer A, Kyröläinen H (1991): Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *Int J Sports Med* 12:34-40.
94. Grasso R, Ivanenko YP, Zago M, Molinari M, Scivoletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F (2004): Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain* 127:1019-1034.
95. Grillner S (1975): Locomotion in vertebrates: central mechanisms and reflex interaction. *Physiol Rev* 55:247-304.
96. Grimes DA, Schulz KF (2002): An overview of clinical research: the lay of the land. *Lancet* 359:57-61.
97. Grönblad M, Hupli M, Wennerstrand P, Järvinen E, Lukinmaa A, Kouri JP, Karaharju EO (1993): Intercorrelation and test-retest reliability of the Pain Disability Index (PDI) and the Oswestry Disability Questionnaire and their correlation with pain intensity in low back pain patients. *Clin J Pain* 9:189-195.
98. Gross ML, Davlin LB, Evanski PM (1991): Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Am J Sports Med* 19:409-412.
99. Gross ML, Napoli RC (1993): Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An overview. *Sports Med* 15:66-70.
100. Guidetti L, Rivellini G, Figura F (1996): EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability. *J Electromyogr and Kinesiol* 6(1):37-48.
101. Han TR, Paik NJ, Im MS (1999): Quantification of the path of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait Posture* 10:248-254.
102. Hankin HA, Spencer T, Kegerreis S, Worrell T, Rice JM (2001): Analysis of pain behavior profiles and functional disability in outpatient physical therapy clinics. *J Orthop Sports Phys Ther* 31:90-95.
103. Hardin EC, Hamill J, Li L (1998): Midsole-surface influence on muscle activation and impact shock. *J Electromyogr Kinesiol* 8(S1):142-143.
104. Harvinder BS, Love BRT (1998): Differences in impulse distribution pattern in patients with plantar fasciitis. *Foot Ankle Int* 19:153-156.

105. Heiderscheit B, Hamill J, Tiberio D (2001): A biomechanical perspective: do foot orthoses work? *Br J Sports Med* 35:4-5.
106. Heise, GD, Morgan, DW, Hough H, Craib M (1996): Relationships between running economy and temporal EMG characteristics of bi-articular leg muscles. *Int J Sports Med* 17:128-133.
107. Hintermann B, Nigg BM (1998): Pronation in runners. *Sports Med* 26:169-176.
108. Hisao H, Guan J, Weatherly M (2002): Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics* 45:537-555.
109. Hodges PW, Bui BH (1996): A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 101:511-519.
110. Hoerberigs JH (1992): Factors related to the incidence of running injuries. A review. *Sports Med* 13:408-422.
111. Hootmann JM, Macera CA, Ainsworth BE, Martin M, Addy CL, Blair SN (2001): Association among physical activity level, cardiorespiratory fitness, and risk of musculoskeletal injury. *Am J Epidemiol* 154:251-258.
112. Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyrolainen H (2002): Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J Appl Physiol* 88:76-84.
113. Hortobagyi T, DeVita P (2000): Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol* 10:117-126.
114. Hreljac A (1999): Individual aspects on biomechanical variables during landing in tennis shoes with varying midsole density. *J Sports Sci* 16:531-537.
115. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA (2000): Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 32:1635-1641.
116. Hübler M (2002): DLV-News: Neue Volkslaufstatistik – Pressemitteilung. Zugriff am 1.12.03: www.leichtathletik.de/dokumente/pressemitteilung_view.asp?id=915.
117. Hylton N, Allen C (1997): The development and use of SPIO lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Pediatr Rehabil* 1:109-116.
118. Ivanenko YP, Grasso R, Zago M, Molinari M, Scivoletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F (2003): Temporal components of the motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics. *J Neurophysiol* 90:3555-3565.
119. Ivanic GM, Trnka HJ, Homan NC (2000): Die posttraumatische Metatarsalgie. Erste Behandlungserfahrungen mit einer neuen Einlage. *Unfallchirurg* 103:507-510.
120. Jacobs SJ, Berson BL (1986): Injuries to runners: a study of entrants to a 10.000 meter race. *Am J Sports Med* 14:151-155.
121. Jacobson WC, Gabel RH, Brand RA (1995): Surface vs. fine-wire electrode ensemble-averages signals during gait. *J Electromyogr Kinesiol* 1995:5:37-44.
122. Jäger M, Wirth CJ (1986): *Praxis der Orthopädie*. 1. Auflage. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
123. James SL, Bates BT, Osternig LR (1978): Injuries to runners. *Am J Sports Med* 6:40-50.

124. Jerome A, Gross RT (1991): Pain disability index: construct and discriminant validity. *Arch Phys Med Rehabil* 72:920-922.
125. Jones BH, Cowan DE, Tomlinson JP (1993): Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. *Med Sci Sports Exerc* 25:197-203.
126. 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.
127. 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.
128. Kader D, Saxena A, Movin T, Mafulli N (2002): Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *British Journal of Sports Medicine* 36:239-249.
129. Kannus VP (1992): Evaluation of abnormal biomechanics of the foot and ankle in athletes. *Br J Sports Med* 26:83-89.
130. Kappel-Bargas A, Woolf RD, Cornwall MW, McPoil TG (1998): The windlass mechanism during normal walking and passive first metatarsalphalangeal joint extension. *Clin Biomech* 13:190-194.
131. Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann GP (2002): Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der Lauftechnik auf dem Laufband. *Deut Z Sportmed* 53:107-113.
132. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998): The plantar sole is a "dynamometric" map for human balance control. *Neuroreport* 9:3247-3252.
133. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1999): Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosci Lett* 266:181-184.
134. Kelly A, Winson I (1998): Use of ready-made insoles in the treatment of lesser metatarsalgia: a prospective randomized controlled trial. *Foot Ankle Int* 19:217-221.
135. Kernozek TW, LaMott EE, Dancisak MJ (1996): Reliability of an In-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot Ankle Int* 17:204-209.
136. Kernozek TW, Zimmer KA (2000): Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. *Foot Ankle Int* 21:749-752.
137. Kets CM, Van Leerdam ME, Brakel WH, DeVille W, Bertelsmann FW (1996): Reference values for touch sensibility thresholds in healthy napalese volunteers. *Lepr Rev* 67:28-38.
138. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Astrom M (1999): Histopathology of common tendinopathies. *Sports Med* 27:393-408.
139. Kilmartin TE, Wallace WA (1994): The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries – a review of the literature. *Br J Sports Med* 28:180-184.
140. 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.

141. Kleissen RFM, Litjens MCA, Baten CTM, Harlaar J, Hof AL, Zilvold G (1997): Consistency of surface EMG patterns obtained during gait from three laboratories using standardised measurement technique. *Gait Posture* 6:200-209.
142. Kogler GF, Franklin VB, Solomonidis SE, Paul JP (1999): The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *J Bone Joint Surg* 81A:1403-1413.
143. Koh TH, Grabiner MD (1992): Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles. *J Orthop Res* 10:701-709.
144. Komi P, Bursik ER (1970): Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes. *J Electromyogr* 10: 357-367.
145. 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* 1987:196-202.
146. Komi PV, Hyvärinen T, Gollhofer A, Kvist M (1993): Biomechanische Überlegungen über Stoßkräfte und Fußstabilität beim Laufen. *Sportverletz Sportschaden* 7:179-182.
147. König T, Baur H, Müller S, Mayer F (2004): Reproducibility of isokinetic peak torque in the knee and ankle joint. *Isokin Exerc Sci* 12:78-79.
148. Konradsen L, Ravin JB, Sorensen AL (1993): Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg* 75B:433-436.
149. Kowalzik R, Hermann B, Biedermann H, Pieper U (1996): Two-point discrimination of vibratory perception on the sole of the human foot. *Foot Ankle Int* 17:629-634.
150. Krivickas LS (1997): Anatomical factors associated with overuse sports injuries. *Sports Med* 24:132-146.
151. Kvist M (1994): Achilles tendon injuries in athletes. *Sports Med* 18:173-201.
152. Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, Ulbrecht JS, Cavanagh PR (1997): The effect of insoles in the therapeutic footwear - a finite element approach. *J Biomech* 30:615-620.
153. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL (1998): Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 25:149-155.
154. Lephart SM, Riemann BL, Fu FH (2000): Introduction to the sensorimotor system. In: Lephart SM, Fu FH (Eds.), *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, (S. xvii-xxiv). Champaign, IL, Human Kinetics Publishers.
155. Lohrer H (1989): Merkmale und Effizienz der Sportschuheinlage beim Läufer. *Sportverletz Sportschaden* 3:106-111.
156. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A (1999): Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med* 27:2769-2775.
157. 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.
158. Lynch DM, Goforth WP, Martin JE, Odom RD, Preece CK, Kotter MW (1998): Conservative treatment of plantar fasciitis: a prospective study. *J Am Podiatr Med Assoc* 88:375-380.

159. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstrom R, Beynon B (1996): Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 24:362-368.
160. Lynn B (1991): Cutaneous sensation. In Goldsmith L (Ed.), *Physiology, Biochemistry and Molecular Biology of the Skin*, 2nd Ed (S. 779-815). New York. Oxford University Press.
161. Macera CA (1992): Lower extremity injuries in runners. *Advances in prediction. Sports Med* 13: 50-57.
162. Macera CA, Pate RR, Powell KE, Jackson KL, Kendrick JS, Craven TE (1989): Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Arch Intern Med* 149:2565-2568.
163. MacLean CL (2001): Custom foot orthoses for running. *Clin Podiatr Med Surg* 18:217-224.
164. Madelaine P, Voigt M, Arendt-Nielsen L (1999): Reorganisation of human step initiation during acute experimental muscle pain. *Gait Posture* 10:240-247.
165. Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Pyykkö I (1990): Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior control. *Acta Otolaryngol* 110:182-188.
166. Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE (1999): Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol* 54A:M281-M287.
167. Marks R, Penton L (2004): Are foot orthotics efficacious for treating painful medial compartment knee osteoarthritis? A review of the literature. *International Journal of Clinical Practice* 58:49-57.
168. Marti B, Vader JP, Minder CE, Abelin T (1988): On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. *Am J Sports Med* 16:285-294.
169. Martin JE, Hosch JC, Goforth WP, Murff RT, Lynch DM, Odom RD (2001): Mechanical treatment of plantar fasciitis. *J Am Podiatr Med Assoc* 91:55-62.
170. Martin JH, Jessell TM (1994): Modality coding in the somatic sensory system. In Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM (Eds.), *Principles of Neural Science*, 3rd Ed (S. 341-352). Norwalk, CT, Appleton and Lange.
171. Mayer F, Grau S, Baur H, Hirschmüller A, Horstmann T, Gollhofer A, Dickhuth HH (2001a): Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. *Dt Ärztebl* 98:A1254-1259.
172. Mayer F, Grau S, Bäurle W, Beck M, Krauß I, Maiwald C, Baur H: Achillessehnenbeschwerden im Laufsport – eine aktuelle Übersicht. *Deut Z Sportmed* 51(2000) 5, 161-167.
173. Mayer F, Grau S, Bäurle W, Horstmann T, Heitkamp HC, Gollhofer A, Dickhuth HH (2001b): Differences and influence of EMG-time quantities in healthy subjects and patients with achilles tendonitis. *Med Sci Sports Exerc* 33(S5):89.
174. Mayer F, Hirschmüller A, Müller S, Baur H: Evidenzbasierte Konzepte der Schuh- und Einlagenversorgung im Laufsport - Standards der Sportmedizin. *Deut Z Sportmed* 55(2004) 3, 81-82.

175. Mayer F, Horstmann T, Kranenberg K, Röcker K, Dickhuth HH (1994): Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder joint. *Int J Sports Med* 15:26-31.
176. McClay I (2000): The evolution of the study of the mechanics of running. Relationships to injury. *J Am Podiatr Med Assoc* 90:133-148.
177. McClay I, Manal K (1998): a comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech* 13:195-203.
178. McCrory JL, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, Curl WW, Read HM, Hunter DM, Craven T, Messier SP (1999): Etiologic factors associated with Achilles tendonitis in runners. *Med Sci Sports Exerc* 31:1374-1381.
179. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW (2001): Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med* 35:103-108.
180. McKenzie DC, Clement DB, Taunton JE (1985): Running shoes, orthotics and injuries. *Sports Med* 2:334-347.
181. McPoil TG, Cornwall MW (1991): Rigid versus soft foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc* 81:638-642.
182. McPoil TG, Cornwall MW (1998): Variability of the center of pressure pattern integral during walking. *J Am Podiatr Med Assoc* 88:259-267.
183. McPoil TG, Cornwall MW, Yamada W. (1995): A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems. *Lower extremity* 2:95-103.
184. Merletti R (1999): Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol* 9:3-5.
185. Merletti R, Rainoldi A, Farina D (2001): Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 29:20-25.
186. Miller JE, Nigg BM, Liu W, Stefanyshyn DJ, Nurse MA (2000): Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot Ankle Int* 21:759-767.
187. Mitchell PD, Mitchell TN (2000): The age-dependent deterioration in light touch sensation on the plantar aspect of the foot in a rural community in India: implications when screening for sensory impairment. *Lepr Rev* 71:169-178.
188. Morgan DW, Daniels JT (1994): Relationship between VO₂max and the aerobic demand of running in elite distance runners. *Int J Sports Med* 15:426-429.
189. Müller S, Grau S, Baur H, Mayer F (2002): Analysing methods for a differentiated view on plantar pressure dynamics. In: Koskolou M, Geladas N, Klissouras V (Eds.), *Proceedings of the 7th Annual Congress of the European College of Sports Science*, Vol. 1 (S. 298). Athens, Pashalidis Medical Publisher.
190. Mündermann A, Nigg BM, Humble N, Stefanyshyn DJ (2003a): Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Med Sci Sports Exerc* 35:1710-1719.
191. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ (2003b): Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech* 18:254-262.
192. Mündermann A, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, Humble RN (2002): Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait Posture* 16:38-45.

193. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM (2001): Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc* 33:1939-1945.
194. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynon BD (2003): Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med* 37:13-29.
195. Nagel B, Gerbershagen HU, Lindena G, Pfingsten M (2004): Entwicklung und empirische Überprüfung des deutschen Schmerzfragebogens der DGSS. *Schmerz* 16:263-270.
196. Nawoczenski DA, Ludewig PM (1999): Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil* 80:540-544.
197. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P (2003): Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 17:180-187.
198. Netter F (1995): *Atlas der Anatomie des Menschen – Atlas of human anatomy*. Basel, East Hannover, NJ, Novartis AG.
199. Nigg BM (2001a): The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med* 11:2-9.
200. Nigg BM, Bahlsen HA, Denoth J, et al. (1986): Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In Nigg BM (Ed.), *Biomechanics of running shoes*, (S. 139-159). Champaign, IL, Human Kinetics Publishers.
201. Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W (1993): Effects of arch height of the foot angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech* 26:909-916.
202. Nigg BM, DeBoer RW, Fisher V (1995): A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 27:98-105.
203. Nigg BM, Khan A, Fisher V, Stefanyshyn DJ (1998): Effects of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc* 30:550-555.
204. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ (1999): Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 31:S421-S428.
205. Nigg BM, Segesser B (1992): Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc* 24:595-602.
206. Nigg BM, Stefanyshyn D, Cole G, Stergiou P, Miller J (2003a): The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *J Biomech* 36:569-575.
207. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn DJ, Mündermann A, Humble N (2003b): Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med Sci Sports Exerc* 35:314-319.
208. Nigg BM, Wakeling JM (2001b): Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev* 29:37-41.
209. Noakes T, Granger S (1996): *Running injuries: how to prevent and overcome them*, (S. 5-10). Cape Town, Oxford University Press
210. Novacheck TF (1998a): Running injuries: A biomechanical approach. *J Bone Joint Surg* 80-A:1220-1233.
211. Novacheck TF (1998b): The biomechanics of running. *Gait Posture* 7:77-95.

212. Nurse MA, Nigg BM (1999): Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clin Biomech* 14:667-672.
213. O'Toole ML (1992): Prevention and treatment of injuries to runners. *Med Sci Sports Exerc* 24:360-363.
214. O'Connor KM, Hamill J (2004): The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin Biomech* 19:71-77.
215. Oddsson LIE, De Luca CJ (2003): Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol* 94:1410-1420.
216. Ogata K, Yasunaga M, Nomiya H (1997): The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. *Int Orthop* 21:308-312.
217. Ogon M, Aleksiev A, Pope M, Wimmer C, Saltzman CL (1999): Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot Ankle Int* 20:263-266.
218. Ounpuu S, DeLuca PA, Bell KJ, Davis RB (1997): Using surface electrodes for the evaluation of rectus femoris, vastus medialis and vastus lateralis muscles in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 5:211-216.
219. Ounpuu S, Winter DA (1989): Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 72:429-438.
220. Paavola M, Kannus P, Järvinen TAH, Khan K, Laszlo J, Järvinen M (2002) Current Concepts Review: Achilles Tendinopathy *J Bone Joint Surg* 84-A:2062-2076.
221. Perry SD, McIlroy WE, Maki BE (2000): The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res* 877:401-406.
222. Petersen L, Renström P (2002): *Verletzungen im Sport. Prävention und Behandlung*, 3. Ed. Deutsche Lizenzausgabe, Köln, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
223. Pfeffer G, Bacchetti P, Deland J, Lewis A, Anderson R, Davis W, Alvarez R, Brodsky J, Cooper P, Frey C, Herrick R, Myerson M, Sammarco J, Janecki C, Ross S, Bowman M, Smith R (1999): Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot Ankle Int* 20:214-221.
224. Pratt DJ (2000a): A critical review of the literature on foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc* 90:339-341.
225. Pratt DJ (2000b): Dynamic foot orthoses. Principles and Application. *J Am Podiatr Med Assoc* 90:24-29.
226. Preece AW, Wimalaratna HSK, Green JL, Churchill E, Morgan HM (1994): Non-invasive quantitative EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 34:81-86.
227. Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B (1983): The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain* 17:45-56.
228. Prokop T, Berger W, Zijlstra W, Dietz V (1995): Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input. *Exp Brain Res* 106:449-456.

229. Quesada PM, Rash GS (2000): Quantitative assessment of simultaneous capacitive and resistive plantar pressure measurements during walking. *Foot Ankle Int* 21:928-934.
230. Razeghi M, Batt ME (2000): Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. *Sports Med* 29:425-438.
231. Razeghi M, Batt ME (2002): Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 15:282-291.
232. Reber L, Perry J, Pink M (1993): Muscular control of the ankle in running. *Am J Sports Med* 21:805-810.
233. Refshauge KM, Fitzpatrick RC (1995): Perception of Movement at the human ankle: effects of leg position. *J Physiol.* 488:243-248.
234. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J (2000): The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc* 32:10-15.
235. 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.
236. Ribot-Ciscar E, Vedel JP, Roll JP (1989): Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neurosci Lett* 104:130-135.
237. Rittweger J, Just K, Kautzsch K, Reeg P, Felsenberg D (2002): Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise. *Spine* 27:1829-1834.
238. Robbins SE, Gouw GJ (1990): Athletic footwear and chronic overloading. *Sports Med* 9:76-85.
239. Robbins SE, Gouw GJ, Hanna AM (1989): Running-related injury prevention through innate impact-moderating behaviour. *Med Sci Sports Exerc* 21:130-139.
240. Robbins SE, Gouw GJ, McClaran J (1992): Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *J Am Geriatr Soc* 40:1089-1094.
241. Robbins SE, Gouw GJ, McClaran J, Waked E (1993): Protective sensation of the plantar aspect of the foot. *Foot Ankle Int* 14:347-352.
242. Robbins SE, Hanna AM (1987): Running related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc* 19:148-156.
243. Robbins SE, Hanna AM, Gouw GJ (1988): Overload protection: avoidance response to heavy plantar surface loading. *Med Sci Sports Exerc* 20:85-92.
244. Robbins SE, Waked E (1997a): Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Arch Phys Med Rehabil* 78:463-467.
245. Robbins SE, Waked E, Allard P, McClaran J, Krouglicof N (1997b): Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *J Am Geriatr Soc* 45:61-66.
246. Robbins SE, Waked E, McClaran J (1995): Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. *Age Ageing* 24:67-72.

247. Rochcongar P, Pernes J, Carre F, Chaperon J (1995): Occurrence of running injuries: a survey among 1153 runners. *Sci Sports* 10:15-19.
248. Röcker K, Schotte O, Niess AM, Horstmann T, Dickhuth HH (1998): Predicting competition performance in long-distance running by means of a treadmill test. *Med Sci Sports Exerc* 30:1552-1557.
249. Rome K, Gray J, Stewart F, Hannant C, Callaghan D, Hubble J (2004): Evaluating the clinical effectiveness and cost-effectiveness of foot orthoses in the treatment of plantar heel pain. *J Am Podiatr Med Assoc* 94:229-238.
250. Roth K, Willimczik K, (1999): *Bewegungswissenschaft*, (S. 1-21). Reinbek bei Hamburg, Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.
251. Rothwell J (1994): *Control of Human Voluntary Movement*. 2nd Ed. (S. 86-126). New York, Chapman and Hall.
252. *Runner's World Deutschland* (2001): *Laufen in Deutschland*. Stuttgart, Motor Presse Verlag.
253. Sackett DL, Rosenberg WMC, Gray JAM, Haynes RB, Richardson WS (1996): Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ* 312:71-72.
254. Saggini R, Giamberardino MA, Gatteschi L, Vecchiet L (1996): Myofascial pain syndrome of the peroneus longus: biomechanical approach. *Clin J Pain* 12:30-37.
255. Sandmeier R, Renstrom P (1997): Diagnosis and treatment of chronic tendon disorders in sport. *Scand J Med Sci Sports* 7:96-106.
256. Saxena A, Haddad J (2003): The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc* 93:264-271.
257. Schache A, Bennell K, Blanch P, Wrigley T (1999): The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait Posture* 10:30-47.
258. Schepsis A, Jones H, Haas AL (2002): Achilles Tendon Disorders in Athletes. *Am Sports Med* 30:287-305.
259. Scheuffelen C, Rapp W, Gollhofer A, Lohrer H (1993): Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. *Int J Sports Med* 14:140-149.
260. Schmidt RF, Thews G, Lang F (2000): *Physiologie des Menschen* 28nd Ed. Berlin, Heidelberg 1995. Springer Verlag.
261. Schulz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L (1984): Mechanoreceptors in human cruciate ligaments: a historical study. *J Bone Joint Surg* 66A:1072-1076.
262. Scranton PE, Pedegana LR, Whitesel JP (1982): Gait analysis. *Am J Sports Med* 10:6-11.
263. Seguin JJ, Cooke JD (1983): The effects of cutaneous mechanoreceptor stimulation on the stretch reflex. *Exp Brain Res* 52:152-154.
264. Sherwood AM, McKay WB, Dimitrijevic MR (1996): Motor control after spinal cord injury: assessment using surface EMG. *Muscle Nerve* 19:966-979.
265. Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An KN (1996): Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med* 25:538-543.
266. Shiavi R, Frigo C, Pedotti A (1998): Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng* 35:171-178.

267. Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA, Becker MB, Cavanagh PR (1994): Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care* 17:1411-1421.
268. Simonetti S, Dahl K, Krarup C (1998): Different indentation velocities activate different populations of mechanoreceptors in humans. *Muscle Nerve* 21:858-868.
269. Smidt N, van der Windt DAWM, Assendelft WJJ, Devillé WLJM, Korthals-de Bos IBC, Bouter LM (2002): Corticosteroid injections, physiotherapy, or a wait-and-see policy for lateral epicondylitis: a randomised controlled trial. *Lancet* 359: 657-662.
270. Sneyers CJL, Lyssens R, Feyes R, Feys H, Andries R (1995): Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot Ankle Int* 16:624-632.
271. Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, Christos PJ, Rosenblum J (2001): The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *J Am Podiatr Med Assoc* 91:515-520.
272. Spaich EG, Arendt-Nielsen L, Andersen OK (2004): Modulation of lower limb withdrawal reflexes during gait: a topographical study. *J Neurophysiol* 91:258-266.
273. Spencer S (2003): Pressure relieving interventions for preventing and treating diabetic foot ulcers (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library, Issue 4*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
274. Stackhouse CL, McClay Davis I, Hamill J (2004): Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clin Biomech* 19:64-70.
275. Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A (2000a): Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Clin Biomech* 33:1387-1395.
276. Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Stüssi E, Denoth J (2000c): Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int* 21:232-239.
277. 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* 33:311-319.
278. 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* 15:54-64.
279. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markels MD (1992): Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med* 21:438-444.
280. Stevens JB, Choo KK (1996): Spatial acuity of the body surface over the life span. *Somatosens Mot Res* 13:153-166.
281. Tait RC, Chibnall JT, Krause S (1990): The pain disability index: psychometric properties. *Pain* 40:171-182.
282. Tait RC, Pollard AC, Margolis RB, Duckro PN (1987): The pain disability index: psychometric and validity data. *Arch Phys Med Rehabil* 68:438-441.
283. Taunton JE, McKenzie DC, Clement DB (1988): The role of biomechanics in the epidemiology of injuries. *Sports Med* 6:107-120.

284. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, Mc Kenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD (2003): A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics. *Br J Sports Med* 37:239-244.
285. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, Mc Kenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD (2002): A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 36:95-101.
286. Thacker SB, Gilchrist J, Stroup DF, Kimsey CD (2002): The prevention of shin splints in sports: a systematic review of literature. *Med Sci Sports Exerc* 34:32-40.
287. Thoumie P, Do MC (1996): Changes in motor activity and biomechanics during blance recovery following cutaneous and muscular differentiation. *Exp Brain Res* 110:289-297.
288. Tomaro JE, Butterfield SL (1995): Biomechanical treatment of traumatic foot and ankle injuries with the use of foot orthotics. *J Orthop Sports Phys Ther* 21:373-380.
289. Torkki M, Malmivaara A, Seitsalo S, Hoikka V, Laippala P, Paavolainen P. (2001): Surgery vs. orthosis vs. watchful waiting for hallux valgus: a randomized controlled trial. *JAMA* 285:2474-2480.
290. Van Deursen RWM, Cavanagh PR, Schenau GJV, Becker MB, Ulbricht JS (1998a): The role of cutaneous information in a contact control task of the leg in humans. *Hum Move Sci* 17:95-120.
291. Van Deursen RWM, Flynn TW, McCrory JL, Morag E (1998b): Does a single control mechanism exist for both forward and backward walking? *Gait Posture* 7:214-224.
292. Van Deursen RWM, Simoneau GG (1999): Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception and postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 29:718-726.
293. Van Mechelen W (1992): Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med* 14:320-335.
294. Van Schie CHM, Boulton AJM (2000): The effect of arch height and body mass on plantar pressure. *Wounds* 12:88-95.
295. Waddington G, Adams R (2003): Football insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement. *Br J Sports Med* 37:170-175.
296. Walter SD, Hart LE, McIntosh JM, Sutton JR (1989): The Ontario Cohort Study of running related injuries. *Arch Intern Med* 149:2561-2564.
297. Walther M (2003): Zusammenhänge zwischen der subjektiven Beurteilung von Laufschuhen, den Materialdaten sowie kinetischen und kinematischen Parametern des Gangzyklus. *Sportorthopädie, Sporttraumatologie* 19:161-164.
298. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D (1998): Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 19:455-461.
299. Warburton M (2001): Barefoot Running. *Sportscience* 5: Zugriff am 1.12.03 unter: <http://www.sportsci.org/jour/0103/mw.htm>.
300. Warren GL, Maher RM, Higbie EJ (2004): Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait Posture* 19:91-100.

301. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP (1997): Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 29:1291-1298.
302. Wilk BR, Fisher KL, Gutierrez W (2000): Defective running shoe as a contributing factor in plantar fasciitis in a triathlete. *J Orthop Sports Phys Ther* 30:21-31.
303. Williams III DS, McClay Davis I, Baitch SP (2003): Effect of inverted orthoses on lower extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc* 35:2060-2068.
304. Williams RJ AE, Wickiewicz TL, Hannafin JA (2000): The effect of ciprofloxacin on tendon, paratenon, and capsular fibroblast metabolism. *Am J Sports Med* 28:364-369.
305. Winter DA (1991): *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, 2nd Ed (S. 1-150). Waterloo, Canada, Waterloo Biomechanics.
306. Winter DA, Fuglevand AJ, Archer SE (1994): Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *J Electromyogr Kinesiol* 4:15-26.
307. Winter DA, Yack JH (1987): EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 67:402-411.
308. Wirth CJ (2000): *Praxis der Orthopädie. Band 1 & 2. 3. Auflage.* Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
309. Wu G, Chiang JH (1997): The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res* 114:163-169.
310. Xu H, Akai M, Kakurai S, Yokota K, Kaneko H (1999): Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressures. *Am J Phys Med Rehabil* 78:516-524.
311. 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.
312. Yang JF, Winter DA (1985): Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 60:485-491.
313. Yeung EW, Yeung SS (2001): A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. *Br J Sports Med* 35:383-389.
314. Yeung EW, Yeung SS (2003): Interventions for preventing lower limb soft-tissue injuries in runners (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library, Issue 4.* Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
315. Zernicke RF, Smith JL (1996): Biomechanical insights into neural control of movement. In Rowell LB, Shepherd JT (Eds.), *Handbook of Physiology, Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, (S. 293–330). New York, Oxford University Press.

7 Anhang

Abbildungsverzeichnis:	Seite
Abb. 1 Platzierung der Videomarker mittels Bone-Pins an der Tibia (T1-3), Calcaneus (C1-3) und Schuhmarker (S1-5), links (Stacoff et al. 2001, 313). Modifizierungen der Schuhbedingungen, Mitte (Stacoff et al. 2001, 313). Konfiguration der Einlagen, rechts (Stacoff et al. 2000b, 56).	13
Abb. 2 Homunkulus nach Weinstein 1968: Zentrale Repräsentation des Fußes im sensorischen und motorischen Rindenfeld und Zweipunkt-schwelldiskrimination zur Verdeutlichung der Rezeptordichte am Fuß (Goldstein 1997).	18
Abb. 3 „Tubing boundaries“ im Experiment von Maki et al. 1999, M282.	24
Abb. 4 Messmethodisches Untersuchungsparadigma in der vorliegenden Untersuchung.	32
Abb. 5 Polyadditionsschaumeinlage, individuelle Fertigungstechnik.	37
Abb. 6 Definition der Messgrößen A_{lat} und A_{med} .	40
Abb. 7 Definition der Auswertemasken der regionalen Druckverteilungsanalyse.	40
Abb. 8a Abb. 9a & b: Elektrodenlokalisierung nach Winter und Yack 1987. Grafik 8b geändert nach Netter 1995.	41 42
Abb. 9 Schrittzklusdefinition und Definition der EMG-Messgrößen (Winter 1991).	43
Abb. 10 P_m [N/cm^2] unter dem Längsgewölbe pro Messkondition.	49
Abb. 11 P_m [N/cm^2] unter der Cuboidstütze pro Messkondition.	49
Abb. 12 P_m [N/cm^2] unter dem Bereich des Detorsionskeils pro Messkondition.	50
Abb. 13 P_m [N/cm^2] im Bereich der Rückfußschale pro Messkondition.	50
Abb. 14 P_{max} [N/cm^2] unter dem Gesamtfuß pro Messkondition.	51
Abb. 15 P_{max} in Regionen der 4SD-Maske.	52
Abb. 16 A_{lat} – normalisiert auf die Fußlänge.	52
Abb. 17 A_{med} – normalisiert auf die Fußlänge.	53
Abb. 18 Tini des M. peroneus longus pro Messkondition.	54
Abb. 19 Tini des M. soleus pro Messkondition.	54
Abb. 20 T _{max} des M. gastrocnemius medialis pro Messkondition.	55
Abb. 21 A _{pre} des M. peroneus longus pro Messkondition.	55
Abb. 22 A _{wa} des M. peroneus longus pro Messkondition.	56
Abb. 23 A _{po} des M. soleus pro Messkondition.	56
Abb. 24 Zusammenhang von A _{wa} des M. peroneus und P _{max} unter dem Längsgewölbe.	57
Abb. 25 Auf BF normalisierter P _{max} unter dem Längsgewölbe (x-Achse) in Bezug zur auf BF normalisierten A _{wa} des M. peroneus longus (y-Achse) für die Bedingungen ohne und mit Längsgewölbestütze.	57

Abb. 26	Definition der Co-Kontraktion zweier Muskeln: zeitgleiche Aktivierung.	75
Abb. 27	Schematische Darstellung des Verlaufs der Interventionsstudie „Effektivität der präventiven und therapeutischen Einlagenversorgung“.	76
Abb. 28	Schuhindex für HE und IN: getragenes Schuhwerk – klassifiziert anhand der Zwischensohlenkonfiguration.	82
Abb. 29	Pmax unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske) im Gruppenvergleich pro Messkondition B und S.	83
Abb. 30	FTI unter MFK I und der Großzehe (M8 der AFE-Maske) normalisiert auf das Körpergewicht im Gruppenvergleich pro Messkondition B & S.	83
Abb. 31	Tini M. gastrocnemius medialis pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S).	86
Abb. 32	Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S).	86
Abb. 33	A_{lat} und A_{med} – normalisiert auf die Fußlänge im Vergleich von HE, AS und PF.	87
Abb. 34	Awa des M. peroneus longus im Vergleich von HE, AS und PF pro Kondition (B, S).	87
Abb. 35	Awa und Apo des M. soleus im Vergleich von HE, AS und PF pro Kondition (B, S).	88
Abb. 36	Prozentuale Verteilung der Beschwerden in CO und EL.	89
Abb. 37	Entwicklung der Komfortbeurteilung der Einlage in EL während der Intervention.	90
Abb. 38	Means Diamonds von Pmax über den Gesamtfuß während der Intervention in CO und EL pro Messkondition.	90
Abb. 39	Means Diamonds von P [$N \cdot cm^{-2}$] unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske) im Studienverlauf pro Messkondition.	91
Abb. 40	Means Diamonds von P [$N \cdot cm^{-2}$] unter dem Detorsionskeil (M4 der AFE-Maske) Längsgewölbe im Studienverlauf pro Messkondition.	91
Abb. 41	Amplitude des M. tibialis anterior während des gesamten Schrittzzyklus im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.	92
Abb. 42	Awa M. gastrocnemius medialis im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.	92
Abb. 43	Apo M. gastrocnemius medialis im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen B, M und S.	93
Abb. 44	Amplitude des M. peroneus longus in der Weight-Acceptance-Phase. Darstellung der Differenzen von Messtag 2 – Messtag1 und von Messtag 3 zu Messtag 1.	93
Abb. 45	Entwicklung der Beschwerdebeurteilung anhand des PDI im Studienverlauf: Darstellung des Schmerzes in Bezug zu Messtag 1 (vor Therapie), (Mittelwert und 95%-CI).	95

Abb. 46	Entwicklung der Komfortbeurteilung der Gruppe EL während des Therapieverlaufs.	96
Abb. 47	A_{lat} – normalisiert auf die Fußlänge im Therapieverlauf pro Messkondition.	96
Abb. 48	P_{max} [$N \cdot cm^{-2}$] unter dem Längsgewölbe im Therapieverlauf pro Messkondition.	97
Abb. 49	FTI unter dem Längsgewölbe (M2 der AFE-Maske) normalisiert auf das Körpergewicht im Therapieverlauf pro Messkondition.	97
Abb. 50	P_{max} unter dem lateralen Vorfuß / Detorsionskeil (M4 der AFE-Maske) im Therapieverlauf pro Messkondition.	98
Abb. 51	Amplitude des M. peroneus longus in der Weight-Acceptance-Phase. Darstellung der Differenzen von Messtag 2 – Messtag1.	98
Abb. 52	Beginn und Ende der Aktivierung des M. tibialis anterior im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkondition barfuß (B) und Schuh (S).	99
Abb. 53	Beginn und Ende der Aktivierung des M. peroneus longus im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkondition barfuß (B) und Schuh (S).	100
Abb. 54	Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. peroneus longus im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S). Darstellung der Differenzen von M2 – M1.	100
Abb. 55	Co-Kontraktion von M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis im Therapieverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S). Darstellung der Differenzen von M2 – M1.	101

Tabellenverzeichnis:	Seite
Tab. 1 Sackett's level of evidence und Pratts Einteilung der Metaanalyse, geändert nach Pratt 2000a.	7
Tab. 2 Aktuelle Reviews der Cochrane Library zu Schuheinlagen.	7
Tab. 3 Fragestellungen der vorliegenden Studie.	34
Tab. 4 Verwendete Funktionselemente der Einlagenversorgung.	37
Tab. 5 Anthropometriedaten der Studie „Wirksamkeit von Einlagenelementen“	38
Tab. 6 Messkonditionen der Vorstudie.	39
Tab. 7 Reliabilität für Druckverteilungsmessgrößen des Gesamtfuß	47
Tab. 8 Reliabilität für Pmax und Pm in Fußarealen der 4-mask-standard-division.	47
Tab. 9 Reliabilität für ausgewählte Messgrößen in Bereichen der AFE-Maske.	48
Tab. 10 Reliabilität für Zeit- und Amplitudenmessgrößen des M. peroneus longus.	48
Tab. 11 Lastverteilungsanalyse: Regionales Kraft-Zeit-Integral normalisiert auf die Gesamtbelastung [%] in den Bereichen der Funktionselemente. Darstellung [%, Mittelwert, $\pm 95\%CI$] normalisiert auf die Einlagenbedingung ohne Funktionselemente (OF).	53
Tab. 12 Verteilung der Überlastungsbeschwerden im Studienteil „Therapie“.	66
Tab. 13 Anthropometrische Daten der Stichprobe für F2 (MW \pm SD).	71
Tab. 14 Anthropometrische Daten der Stichprobe für F3 (MW \pm SD).	71
Tab. 15 Anthropometrische Daten der Stichprobe für F4 (MW \pm SD).	71
Tab. 16 Messkonditionen der biomechanischen Untersuchungen der Interventionsstudie.	72
Tab. 17 Verteilung der Trainingsuntergründe in HE und IN. Mean, 95%-CI.	81
Tab. 18 Verteilung des Trainingsterrains in % für HE und IN. Mean, 95%-CI.	81
Tab. 19 Alat und Amed pro Gruppe und Messkondition. Angabe von Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall.	82
Tab. 20 EMG-Amplituden (normalisiert auf B) pro Gruppe (HE, IN), Muskel und Messkondition (B, S). Angabe von Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall.	84
Tab. 21 Absolute und prozentuale Verteilung der verletzten Probanden in CO und EL.	89

Ergänzende Ergebnisse zur Reliabilität der Elektromyographischen Methodik:

M. tibialis anterior			
Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,72	10,7	93%
Tges	0,78	6,35	95%
Tini	0,82	32,2	93%
Apré	0,84	9,6	96%
Awa	0,74	15,3	97%
Apo	0,86	12,7	98%

M. peroneus longus			
Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,75	10,4	100%
Tges	0,84	8,3	90%
Tini	0,86	42,1	94%
Apré	0,54	12,9	96%
Awa	0,69	13,2	94%
Apo	0,73	13,9	95%

M. gastrocnemius lateralis			
Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,84	11,2	95%
Tges	0,75	9,4	96%
Tini	0,69	14,4	95%
Apré	0,81	13,2	95%
Awa	0,76	14,0	97%
Apo	0,77	12,8	95%

M. gastrocnemius medialis			
Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,81	10,9	98%
Tges	0,75	10,6	94%
Tini	0,67	11,2	94%
Apré	0,78	12,3	95%
Awa	0,78	14,5	94%
Apo	0,82	11,8	96%

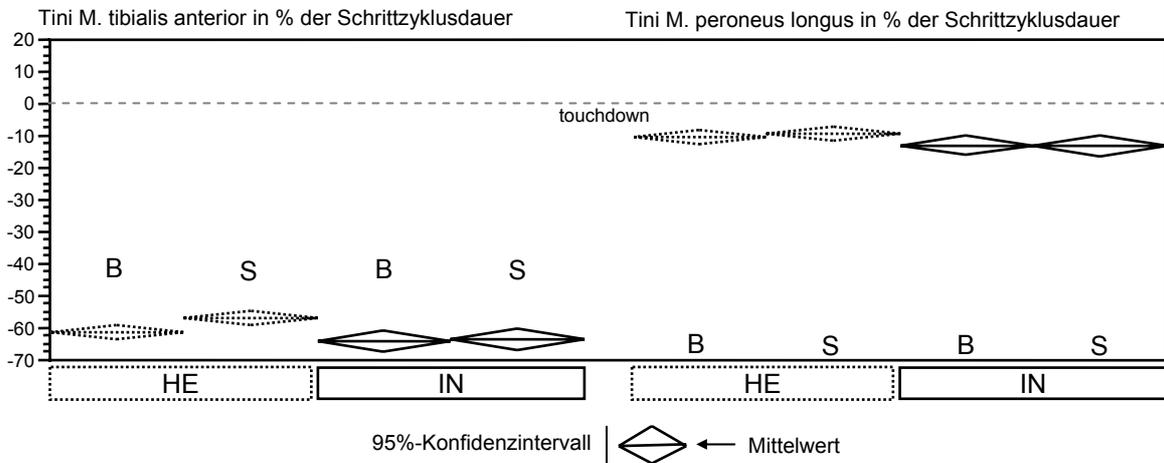
M. soleus			
Messgröße	Pearsons Korrelationskoeffizient [r]	Test-Re-Test Variabilität [%]	Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN
Tmax	0,69	14,3	94%
Tges	0,84	6,7	96%
Tini	0,56	11,9	94%
Apré	0,47	14,3	93%
Awa	0,74	11,5	96%
Apo	0,82	13,5	95%

Reliabilitätsprüfung der EMG-Messgrößen.

Die Zahl der zur Prüfung herangezogenen Datenpaare von M1 und M2 variiert nach Plausibilitätskontrolle zwischen den Messgrößen.

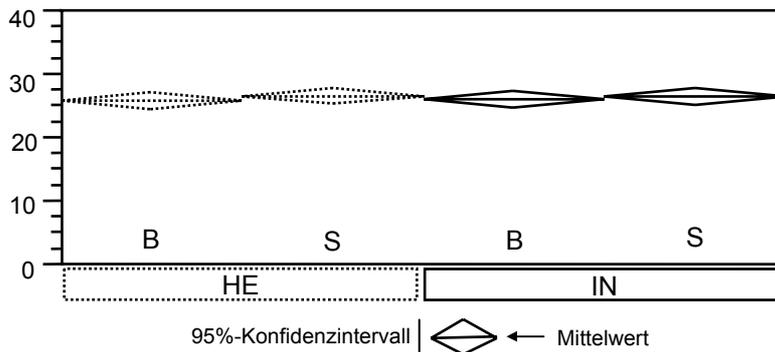
Ergänzende Ergebnisabbildungen:

Fragestellung F2:



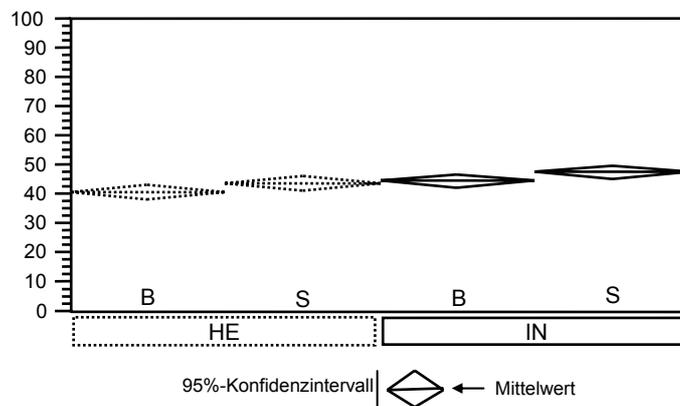
Beginn (Tini) der Aktivierung des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus pro Gruppe für die Messkondition barfuß (B) und Schuh (S).

FTI [normalisiert] unter dem Gesamtfuß



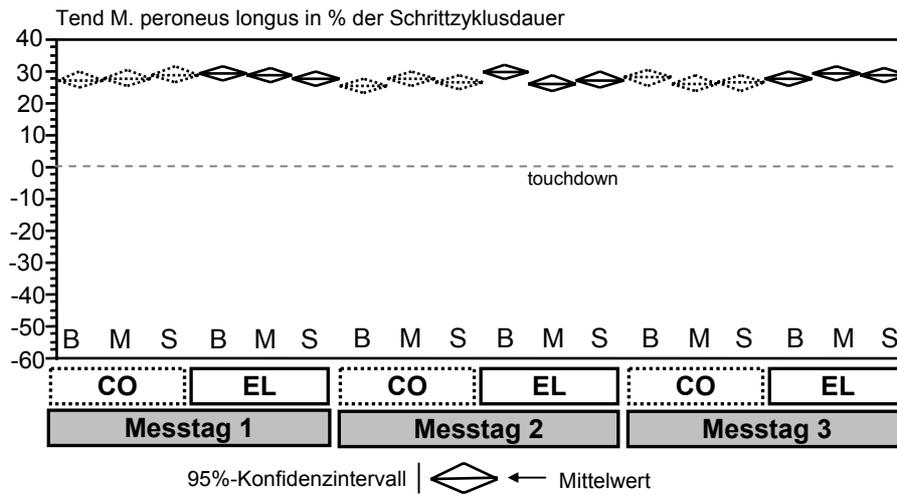
Force-Time-Integral (FTI) unter dem Gesamtfuß normalisiert auf das Körpergewicht im Gruppenvergleich pro Messkondition B und S.

Tges in % der Schrittzklusdauer

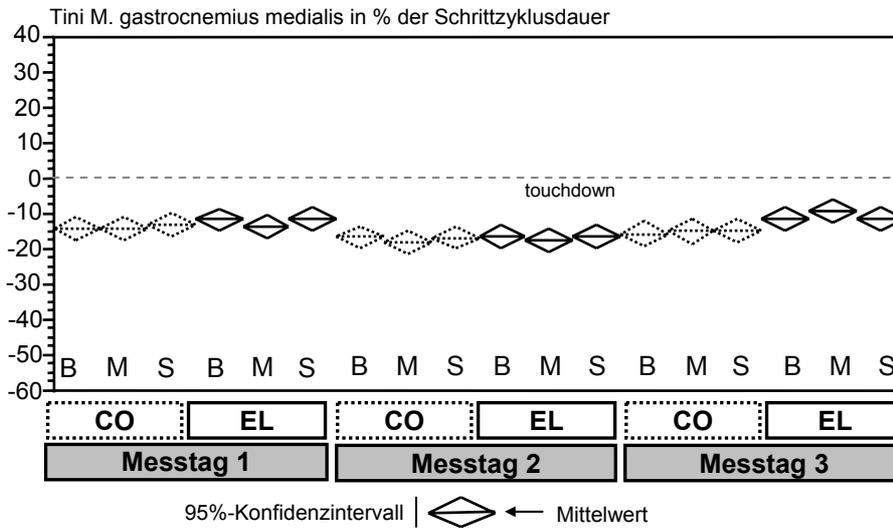


Dauer der Aktivierung (Tges) des M. soleus pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B) und Schuh (S).

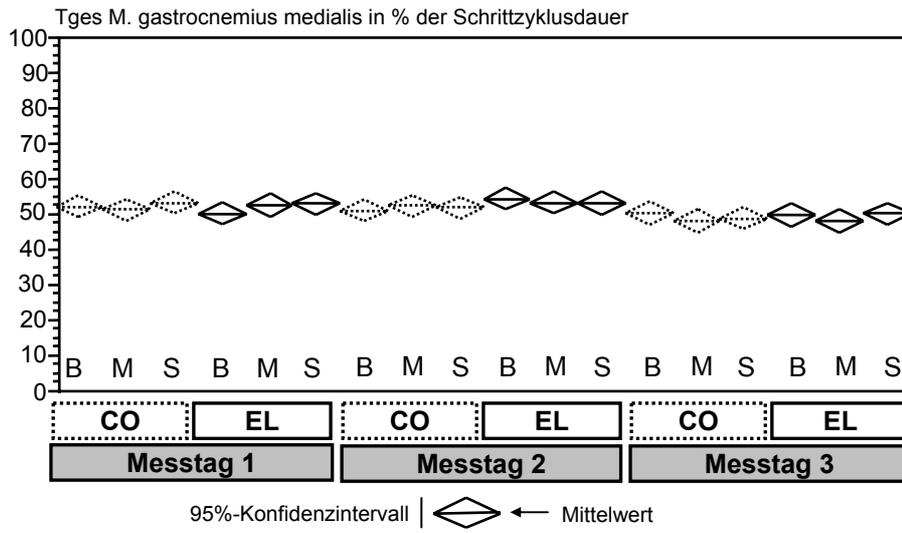
Fragestellung F3



Ende der Aktivierung (Tend) des M. peroneus longus im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B), Einlage (M) und Schuh (S).



Beginn der Aktivierung (Tini) des M. gastrocnemius med. im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B), Einlage (M) und Schuh (S).



Dauer der Aktivierung (Tges) des M. gastrocnemius med. im Interventionsverlauf pro Gruppe für die Messkonditionen barfuß (B), Einlage (M) und Schuh (S).

8 Anerkennung

Das Projekt wurde vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft (BISP) unter der Fördernummer (VF 0407/01/18/2001-2002) gefördert.

Bedanken möchte ich mich herzlich bei meinen Gutachtern Prof. Dr. Hans Hermann Dickhuth und Prof. Dr. Albert Gollhofer für die unkomplizierte Betreuung dieser Arbeit. In besonderem Maße möchte ich mich bei Prof. Dr. Frank Mayer für die umfangreichen fachlichen Diskussionen und vielfältigen Hinweise im gesamten Verlauf der Studie bedanken. Daneben sorgte er als Leiter des Bereichs sportmedizinische und orthopädische Biomechanik für exzellente Rahmenbedingungen für dieses Projekt an der Abteilung für Rehabilitative und Präventive Sportmedizin am Universitätsklinikums in Freiburg.

Dr. Martin Schubert aus der Abteilung für Neurophysiologie gilt mein Dank für viele Hinweise zur Optimierung der elektromyographischen Methodik.

Daneben ist Herrn Jürgen Stumpf und Michael Jahn von der IETEC[®] Orthopädische Einlagen GmbH und Produktions KG in Künzell für die Bereitstellung der Sporteinlagen und viele fachliche Hinweise zu danken. Besonders das Engagement von Herbert Türk und dem Fuß-Vital-Center Türk in Freudenstadt ist in diesem Zusammenhang hervorzuheben. Er hat durch großen persönlichen Einsatz dafür gesorgt, dass alle Sporteinlagen hervorragend gestaltet wurden und eine „standardisierte Intervention“ möglich war.

Weiter ist meinen Kollegen Steffen Müller und Anja Hirschmüller sowie allen Hilfskräften, allen Medizindoktoranden und Examenskandidaten zu danken, die mit unermüdlichem Einsatz zum Gelingen des Projektes beigetragen haben. Ebenso haben alle Probanden durch ihr zuverlässiges Engagement großen Anteil am Erfolg der Studie.

Ich möchte mich auch herzlich bei meinen Eltern bedanken, ohne die ich sicher nicht in dem Maße zum Sport gefunden hätte. Ihre fortwährende Unterstützung und Lehren einer realistischen Selbsteinschätzung haben mir sehr geholfen. Daneben haben meine Familie und Freunde, insbesondere Anja, während meiner Promotion sehr viel Rücksicht auf mich nehmen müssen. Auch dafür ist zu danken!

9 Lebenslauf

Name: Heiner Baur

Geburtsort: Schwäbisch Hall

Geburtstag: 29. April 1973

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Eltern: Barbara Baur, geb. Maier
Dieter Peter Baur

Geschwister: Bruder: Hannes Baur

1979 – 1983: Grundschule Michelbach an der Bilz

1983 – 1992: Erasmus Widmann Gymnasium, Schwäbisch Hall

1992 – 1993: Grundwehrdienst, 4. Kompanie des Fernmeldebataillons 230, Dillingen/Donau

1993 – 1997: Studium der Fächer Sportwissenschaft und Geographie an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

1997 – 1998: Studium der Fächer Physical Education und Geography an der Northern Arizona University, Flagstaff, Arizona, USA
(Stipendium im Rahmen des Austauschprogramms der Universität Tübingen)

1998 – 2000: Studium der Fächer Sportwissenschaft und Geographie an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen (1. Staatsexamen für das höhere Lehramt)
Studentische Hilfskraft am Institut für Sportwissenschaft der Universität Tübingen (1999-2000)
(Lehrstuhl für Bewegungslehre und Biomechanik, Prof. Göhner, Mitarbeit in der Arbeitsgruppe von PD Dr. Frank Mayer, Abteilung für Sportmedizin)

7/2000-10/2000 Promotionsstipendium der Vereinigung der Freunde der Universität Tübingen e.V. (Universitätsbund) an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

11/2000: Geprüfte wissenschaftliche Hilfskraft in der Medizinischen Klinik und Poliklinik, Abteilung Sportmedizin der Universität Tübingen

11/2001 – 04/2002 Wissenschaftlicher Angestellter an der Medizinischen Klinik und Poliklinik, Abteilung Sportmedizin der Universität Tübingen
(Ärztl. Direktor Prof. Dr. H.H. Dickhuth)

5/2002 – Wissenschaftlicher Angestellter an der Medizinischen Klinik, Abteilung für Rehabilitative und Präventive Sportmedizin, Universität Freiburg
(Ärztl. Direktor Prof. Dr. H.H. Dickhuth)