Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik
Tübingen
Abteilung Innere Medizin V
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. A. Nieß

Vergleich der biomechanischen Laufmuster bei Läufern mit und ohne Achillessehnenbeschwerden auf dem Laufband und auf der Tartanbahn

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Angelos Tachtatzis
aus Stuttgart
2005

Dekan:	Professor Dr. C. D. Claussen
1. Berichterstatter:	Professor Dr. T. Horstmann
2. Berichterstatter:	Professor Dr. S. Sell

Für meinen Vater

Inhaltsverzeichnis

1	**Einleitung**	1
1.1	Achillodynie	1
1.2	Der Begriff der Achillodynie	2
1.3	Anatomie der Achillessehne	4
1.4	Ursachen von Achillessehnenbeschwerden im Laufsport	6
1.5	Forschungsansätze	9
1.6	Begründung der Arbeit	11
1.7	Fragestellungen und Ziel der Arbeit	13
2	**Studiendesign**	14
2.1	Untersuchungen	14
2.2	Untersuchungsstichprobe	18
3	**Methoden**	20
3.1	Druckverteilungsmessung	20
3.2	Maskenfelder	21
3.3	Messgrößen	23
3.4	Statistik	25
3.5	Fragestellungen und Hypothesen	26
	3.5.1 Fragestellung 1	26
	3.5.2 Fragestellung 2	26
4	**Ergebnisse**	28
4.1	Vergleich Test-Retest-Variabilität	28
	4.1.1 Vergleich des Messparameters Peak pressure	28
	4.1.2 Vergleich des Messparameters Max. force	33
	4.1.3 Zusammenfassung Fragestellung 1	37

4.2 Vergleich des Laufmusters zwischen Labor und Feld 38
4.2.1 Barfußkondition im Gymnastikschuh 38
4.2.2 Zusammenfassung Fragestellung 2, Barfußlauf 41
4.2.3 Laufschuhkondition im neutralen Laufschuh 42
4.2.4 Zusammenfassung Fragestellung 2, Neutraler Laufschuh 54

5 Diskussion 55
5.1 Ergebnisse Teil A: Reliabilität der Druckparameter 55
5.2 Ergebnisse Teil B: Laufband vs. Feld 64
5.2.1 Unterschiede in einzelnen Maskenfeldern 64
5.2.2 Mögliche Ursachen der Messwertunterschiede 68
5.2.3 Einfluss der Schuhe auf die Signifikanzen 70
5.2.4 Einfluss von Achillodynie auf den Unterschied Labor vs. Feld 71
5.2.5 Einfluss der TRV auf die Ergebnisse 73
5.3 Diskussion der anthropometrischen Daten 74
5.4 Diskussion der Messmethoden 75

6 Zusammenfassung und Ausblick 77

7 Literatur 81

8 Abbildungsverzeichnis 87

9 Tabellenverzeichnis 93

10 Lebenslauf 97

1. Einleitung

1.1 Achillodynie

Seit die Menschheit angefangen hat vermehrt Sport zu treiben und sich zu bewegen, gibt es Verletzungen und Beschwerden der beanspruchten Extremitäten. In den letzten Jahren treibt es immer mehr Menschen zum Laufsport (Biedert, R. 1991; Kvist, M. 1994; Marti, B. et al. 1988; Mayer, F. et al. 2000; Robbins, S. E. et al. 1990; Smart, G. W. et al. 1980). Neben Leistungssportlern kommen immer mehr Freizeitläufer in den Genuss des Laufens. Die Berichterstattung großer internationaler Sportveranstaltungen in den Massenmedien führt dazu, dass der Laufsport sich immer größerer Beliebtheit erfreut (Jarvinen, M. 1992; Mayer, F. et al. 2000), und ein immer wichtigerer Bestandteil unserer modernen Gesellschaft geworden ist (Jarvinen, M. 1992). Aufgrund seiner positiven Auswirkungen auf das Herz- und Kreislaufsystem, der Möglichkeit der Gewichtsreduktion und der Steigerung des allgemeinen Wohlbefindens hat der Laufsport auch viele weniger sportbegeisterte Menschen zur Bewegung gebracht (Marti, B. et al. 1988). Die Gründung unzähliger Lauftreffs und Laufgruppen sind nur eine Folge dieser ganzen Entwicklung in den letzten Jahren und Jahrzehnten. Gerade in den großen Industrienationen, in denen sich die Menschen viel zu wenig bewegen, werden diese Angebote genutzt (Mayer, F. et al. 2000; Nigg, B. M. 1985; Smart, G. W. et al. 1980).

Gleichzeitig aber wächst mit der Zahl der Athleten auch die Zahl der Verletzungen und Beschwerden (Smart, G. W. et al. 1980). Während früher die laufsporttypischen Verletzungsbilder nur bei Leistungssportlern zu sehen waren, sind es immer mehr die Freizeitläufer die aufgrund von Schmerzen ihren Arzt aufsuchen (Marti, B. et al. 1988; Mayer, F. et al. 2000). Dabei sind es nicht nur die akuten Verletzungen und Schmerzereignisse, die einen Arztbesuch nötig machen. Vielmehr handelt es sich um chronische Schmerzen, die sich langsam einschleichen und den Läufer beeinträchtigen. Diese Überlastungssyndrome, die schon im Jahr 1855 durch Breithaupt (Renstrom, P. et al. 1985) beschrieben worden sind, haben in den letzten Jahren vermehrt

zugenommen (Biedert, R. 1991).

So ist es nicht verwunderlich, dass vor allem die beanspruchte Extremität am ehesten Verletzungen ausgesetzt ist. Im Laufsport sind es also die Beine, die im Vordergrund stehen. Gründe für die Überlastungsbeschwerden sind unter anderem individuelle Trainingsfehler, ungeeignete Laufschuhe, falsche Laufuntergründe oder anatomische Faktoren, die zu Fehlbelastungen prädisponieren (James, S. L. et al. 1978). So hat man in einer Studie festgestellt, dass 60 % der Verletzungen auf falsche Trainingsmethoden zurückzuführen sind und 29 % der Verletzungen auf ein zu großes Laufpensum (Biedert, R. 1991; James, S. L. et al. 1978; Schwarz, B. et al. 1985). Große epidemiologische Untersuchungen von James, Clement und Van Mechelen ergaben, dass 30- 50% aller Beschwerden, die im Laufsport beobachtet wurden, um die Region des Kniegelenkes lokalisiert waren (Mayer, F. et al. 2000). Dies bestätigen auch andere Studien bei denen 48% aller Verletzungen das Knie betreffen (Macintyre, J. G. et al. 1991). Die einheitliche Forderung vieler Autoren einer adäquaten Dämpfung führte zu verschiedenen Dämpfungskonzepten die von Forschung und Laufschuhindustrie erfolgreich umgesetzt werden konnten. So sind in den Jahren danach spezielle Laufschuhe mit hohen Dämpfungskissen auf den Markt gebracht worden. Diese Konzepte, die in den neuen Laufschuhen umgesetzt wurden, führten jedoch zu einer Provokation der Achillessehne. Als Folge dieses Wandels in der Schuhkonstruktion kam es zu einem Rückgang der Knieprobleme, so dass sie immer mehr in den Hintergrund gerieten.

1.2 Der Begriff der Achillodynie

Im Gegenzug traten Probleme an der Achillessehne in den Vordergrund. Eine Vielzahl verschiedener Beschwerdebilder resultierte aufgrund von Überlastung der stärksten Sehne des menschlichen Körpers (Segesser, B. et al. 1995). Diese Sehne, die bereits in der Antike durch Homers Ilias als schwächste Stelle des griechischen Kriegers Achilles beschrieben worden ist, ist bei Läufern ebenfalls zu einer vulnerablen Stelle geworden (Kvist, M. 1994). Sie ist während des Laufens Kräften von bis zu 9 kN ausgesetzt (Segesser, B. et al. 1995).

Um die Vielzahl der Beschwerden der Achillessehne beschreiben zu können, ist der Begriff der Achillodynie entstanden. Er wurde erstmals im Jahre 1893 von Albert verwendet (Ehrsam, R. 1974; Grosjean, B. et al. 1990; Renstrom, P. & Johnson, R. J. 1985), der damit Reizzustände an der Insertionsstelle des Calcaneus beschrieben hatte. Heute wird in der Literatur der Begriff der Achillodynie als Oberbegriff für alle Schmerzzustände verwendet, die der Athlet als Achillessehnenschmerz empfindet (Ehrsam, R. 1974; Kvist, M. 1994; Lohrer, H. 1991). Differentialdiagnostisch muss jedoch nach Riede ebenfalls an eine Peritendinitis achillea, auch Peritendinose genannt, an einen dorsalen Fersensporn, an eine Bursitis achillea mit Haglundscher Exostose, an eine Verknöcherung der Achillessehne und an sekundäre Erkrankungen der Achillessehne, zum Beispiel nach Entzündungen, gedacht werden (Ehrsam, R. 1974). Es ist also unschwer zu erkennen, dass bis heute der Begriff der Achillodynie nicht eindeutig definiert ist (Lohrer, H. 1991).

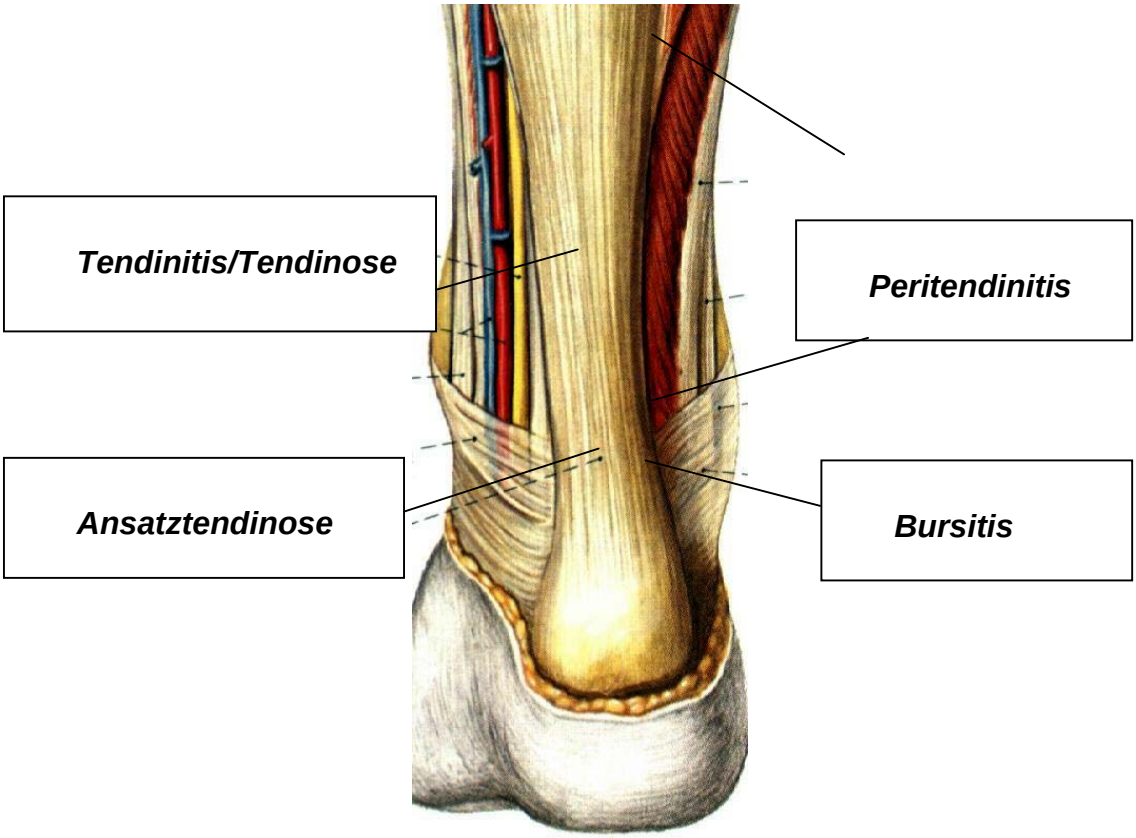

Abb.1: Typische Beschwerdebilder bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden (SOBOTTA 1982)

1.3 Anatomie der Achillessehne

Um die verschiedenen Ursachen der Achillodynie verstehen zu können ist es von besonderer Wichtigkeit, die Anatomie der Achillessehne zu begreifen. Wie oben schon erwähnt ist die Achillessehne nicht nur die stärkste, sondern auch die größte Sehne des menschlichen Körpers (Kvist, M. 1994). Sie wird gebildet durch den M. gastrocnemius und M. soleus. Die sehnigen Anteile des M. gastrocnemius sind 20-25 cm lang, die des M. soleus 3-10 cm lang. Proximal lassen sich die verschiedenen Anteile noch unterscheiden. Weiter distal jedoch erfolgt die Verschmelzung der verschiedenen Sehnenanteile und werden ca. 5-6 cm oberhalb des Calcaneus zu einer homogenen Struktur. Vom Ort der Verschmelzung nimmt die Sehne einen spiraligen Verlauf, mit dem Ergebnis, dass die Sehnenstränge des medialen Gastrocnemiusbauches nach lateral ziehen und lateral am Calcaneus ansetzen, und die lateralen Sehnenstränge entsprechend des Verlaufes nach medial ziehen und innen am Calcaneus ansetzen. Medial am Calcaneus setzen hauptsächlich Fasern des M. soleus an. Die Sehne verjüngt sich nach distal bis zu einer Höhe von etwa 3 cm über dem Ansatzpunkt, um sich dann wieder zu verbreitern und fächerförmig am Fersenbein zu inserieren. Dabei variiert der Sehnenquerschnitt von 0,8–1,4 cm^2 (Segesser, B. et al. 1995). Die Sehne besteht zu 30% aus Kollagen, 2% Elastin, sauren Polysacchariden und Wasser. Die Kollagenfasern gruppieren sich zu Primärbündeln, die sich zu größeren Sekundärbündeln oder Faszikeln formieren. Diese wiederum bilden Tertiärbündel, die von einem lockeren Bindegewebe, dem Endotenon umgeben sind, das die Ernährung der Sehne sicherstellt. Es hält die Tertiärbündel zusammen und erlaubt diesen, sich untereinander zu verschieben. Daneben enthält es Blutgefäße, lymphatische Gefäße und Nerven. Die ganze Sehne ist von einer Bindegewebshülle, dem Epitenon umgeben. Um das Epitenon findet sich eine dünne Schicht, das Paratenon. Dieses erlaubt freie Bewegung gegenüber dem umliegenden Gewebe. Epitenon und Paratenon bilden zusammen das Peritenon. Eine eigentliche Sehnenscheide besteht somit nicht, vielmehr ein in die Sehne hineinziehendes Gleitgewebe, das auch die intratendinöse Reibung reduziert (Kvist, M. 1994; Segesser, B. et al. 1995).

Die Hauptfunktion der Achillessehne besteht in der Flexion des Fußes im oberen Sprunggelenk. Sie wird durch die Mm. Peronaei longus et brevis sowie durch den M. tibialis posterior unterstützt (Segesser, B. et al. 1995). Der Grund weshalb diese Sehne, die eigentlich die stärkste Sehne des menschlichen Körpers ist, bei Läufern die schwächste Stelle ist, liegt in den anatomischen Begebenheiten und in der daraus resultierenden ungünstigsten Relation der Kraftübertragung (Klein, J. et al. 1991). Darüber hinaus wirkt während des Laufens der Hauptanteil der Belastung und der einwirkenden Kräfte auf den sehnigen Anteil der muskulotendinösen Einheit (Jarvinen, M. 1992). Eine Studie ergab zum Beispiel, dass bei wiederholtem Hüpfen auf der Stelle Kräfte von bis zu 4000 N an der Achillessehne gemessen wurden (Jarvinen, M. 1992).

Die Tatsache, dass 53% der Achillessehnenbeschwerden im Laufsport auftreten, bestätigt die immense Bedeutung der Sehne für diesen Sport (Jarvinen, M. 1992). Andere Arbeiten berichten sogar von 75% der Sehnenverletzungen (Kvist, M. 1994). In der Fachliteratur nehmen die Verletzungen der Achillessehne den ersten Platz ein (Klein, J. & Tiling, T. 1991). Betrachtet man den Anteil der Achillessehnenverletzungen an der Gesamtanzahl der Sportverletzungen, so variieren die Angaben in der Literatur zwischen 6,5 und 18 % (Fredericson, M. 1996; Jarvinen, M. 1992; Klein, J. & Tiling, T. 1991; Lysholm, J. et al. 1987; Mayer, F. et al. 2000; Nigg, B. M. 1985; Smart, G. W. et al. 1980; Stacoff, A. et al. 1988). Die Besonderheit dabei ist, dass nicht, wie man erwarten könnte, hauptsächlich Spitzensportler die Leistungssport betreiben davon am häufigsten betroffen sind, sondern eher der Durchschnittsläufer, der freizeitmäßig seine Kilometer absolviert. Es gibt also eine Verlagerung der Häufigkeit der Achillessehnenbeschwerden aus dem Leistungssport in den Freizeit- und Breitensport.

1.4 Ursachen von Achillessehnenbeschwerden im Laufsport

Die große Anzahl der Läufer mit Achillessehnenbeschwerden hat dazu geführt, dass sich immer mehr Wissenschaftler und Mediziner mit diesem Thema auseinandergesetzt haben. Es kam erneut zu einer Sensibilisierung von Forschung und Industrie, um dieses Problem zu bewältigen. Weltweit befassten sich Autoren mit dem Beschwerdebild der Achillodynie und versuchten Ursachen zu finden (Novacheck, T. F. 1998). Es wurden viele Studien und Untersuchungen durchgeführt, um den Symptomenkomplex der Achillodynie aufzuschlüsseln und zu verstehen. Es ist in verschiedenen Richtungen geforscht worden. Einige Forschergruppen untersuchten Patienten mit langjähriger Schmerzanamnese, andere befassten sich mit der Biomechanik des Laufens und versuchten prädisponierende Faktoren zu finden, die zu Achillessehnebeschwerden führen könnten. Allen Studien gemeinsam war das Ergebnis, dass die Achillodynie nicht nur ein Ursache hat. Ihr liegt vielmehr eine multifaktorielle Ätiologie zugrunde (Kvist, M. 1994). Mögliche Hauptursachen die zu Achillessehnenbeschwerden führen können sind Trainingsfehler, individuelle biomechanische und anatomische Faktoren, fehlende Kraft, Flexibilität und Kondition des Läufers, falsches Schuhwerk und bereits existierende Verletzungen im Bereich der Achillessehne. Ebenso können Faktoren wie Alter, Geschlecht, Körpergröße, Gewicht und Laufuntergründe an der Entstehung der Achillodynie beteiligt sein (Kvist, M. 1994). Im weiteren Verlauf sollen die einzelnen ätiologischen Faktoren näher betrachtet werden.

Als Haupttrainingsfehler wird an erster Stelle die übermäßige Trainingsintensität erwähnt. Aufgrund des hohen Leistungsdruckes der Läufer beträgt das wöchentliche Laufpensum oft über 100 km. Verschiedene Studien fanden eine positive Korrelation zwischen wöchentlichem Laufpensum und laufspezifischen Verletzungen heraus. So ergab die „Berner Grand Prix Studie“ aus dem Jahre 1984 dass Läufer, die regelmäßig 20 km pro Woche absolvieren, ein um 50 % höheres Verletzungsrisiko haben als Läufer mit einem geringeren wöchentlichen Pensum (Marti, B. et al. 1988). Eine andere Studie fand einen Zusammenhang der Beschwerdehäufigkeit ab einem Trainingsumfang von 20 Meilen/ Woche (entsprechend 32 km/ Woche) (Mayer, F. et al. 2000). Neben

dem übermäßigen Training kann allerdings auch eine plötzliche massive Trainingssteigerung oder eine einmalige extreme Überbelastung zu Problemen und Verletzungen führen (Biedert, R. 1991; Clement, D. B. et al. 1984; James, S. L. et al. 1978; Jarvinen, M. 1992; Kvist, M. 1994; Mayer, F. et al. 2000; Renstrom, P. & Johnson, R. J. 1985; Smart, G. W. et al. 1980). Ebenso sind zu kurze Erholungsphasen zwischen den einzelnen Belastungsphasen nicht förderlich um Verletzungen vorzubeugen. Biedert versucht dies pathophysiologisch zu erklären. Durch übermäßiges Training kommt es zu einer Entleerung der Glykogenspeicher in der Wadenmuskulatur, welche einerseits zur Schockabsorption des Eigengewichts und andererseits zur Vorwärtsbewegung des Körpers eingesetzt wird. Während der Aufsetzphase beim Sohlenkontakt arbeiten daher der M. gastrocnemius und M. soleus exzentrisch. Die Dehnbelastung ist deshalb zusammen mit der Verlängerung durch die Schwerkraft extrem. Ist dabei der Muskel übermüdet und kontraktiert, so wird die Achillessehne kompensatorisch übermäßig gedehnt. Dabei können kleine Kollagenfaszikel im Sinne von Mikrorupturen in der Sehne reißen und eine örtliche Entzündung auslösen. Ein danach zu früh aufgenommenes Training überbeansprucht die noch frische, wenig belastbare Narbe und führt zu weiteren Mikrorupturen (Biedert, R. 1991). Dieses Prinzip der vielen kleinen Mikrorupturen in der Sehne ist die häufigste angenommene Ansicht zur Erklärung der Achillodynie (Grosjean, B. & Dejung, B. 1990).

Eine andere Theorie zur Entstehung der Sehnenprobleme bei Überbelastung durch falsches Training basiert auf die kritische Gefäßversorgung des Gewebes in diesem Bereich. Die arterielle Blutversorgung wird von proximal her durch die A. peronea und von distal durch die A. tibialis posterior gewährleistet. Die Achillessehne wird zusätzlich durch das ventral gefäßführende Paratenon versorgt. 2-6 cm proximal des Ansatzes am Calkaneus besteht eine mehrfach angiologisch nachgewiesene arterielle Minderdurchblutung. Der Abfluss des Blutes erfolgt über tiefe und oberflächliche Venensysteme durch die Vv. communicantes. Gleichzeitig wird der Blutrückfluss gefördert durch die aufliegende Fascia cruris superficialis, die bei Plantarflexion des Fußes die Venen herzwärts ausdrückt (Biedert, R. 1991). Während also im proximalen

und distalen Bereich eine gute Versorgung vorhanden ist, ist die Durchblutung in der Mitte des muskelfreien Stückes vermindert. Dazu kommt, dass im 3. Lebensjahrzehnt, also oft zu Zeiten sportlicher Spitzenbelastungen, die Durchblutung im Innern der Sehne deutlich abnimmt. Diese nach Ehrricht und Passow sicher bewiesene Besonderheit der arteriellen Blutversorgung ist das Fundament der Missverhältnisses von Belastung und Belastbarkeit, welches zur Achillodynie führt (Schwarz, B. et al. 1985). Durch die oben bereits erwähnten Mikrorupturen kommt es nach Hudler zu einem Ödem, welches zu Permeabilitätsstörungen des Paratendineums und damit zur ischämischen Degeneration der Achillessehne beiträgt (Schwarz, B. et al. 1985).

Andere Studien belegen ebenfalls, dass aufgrund der schlechteren Blutversorgung im oben genannten Bereich der Achillessehne die Region 2-6 cm oberhalb des Ansatzes am Fersenbein zu den Prädilektionsstellen degenerativer Veränderungen gehört (Lohrer, H. 1991; Mayer, F. et al. 2000).

Als weiterer Bestandteil möglicher Trainingsfehler wird das übermäßige Bergauftraining häufig erwähnt (Biedert, R. 1991; Clement, D. B. et al. 1984; James, S. L. et al. 1978; Jarvinen, M. 1992; Renstrom, P. & Johnson, R. J. 1985). Dabei ist die Achillessehne stärkeren Belastungen und größeren Kräften ausgesetzt als beim Laufen auf ebenem Untergrund (Smart, G. W. et al. 1980).

Als individuelle biomechanische und anatomische Faktoren werden die Faktoren bezeichnet, die den Läufer als Individuum ausmachen und somit von Natur aus vorgegeben sind. Neuromuskuläre Fehlsteuerung bei mangelnder Bewegungserfahrung (Ehrsam, R. 1974) können ein Grund zur Entstehung einer Achillodynie sein, ebenso eine gestörte Statik des Fußes bei angeborenen oder erworbenen Fehlstellungen des Fußes mit einer insuffizienten Fixierung des fibularen Bandapparates (Clement, D. B. et al. 1984; James, S. L. et al. 1978). So findet sich die idiopathische Achillodynie häufiger bei Hohl- und Senkfüssen (Lohrer, H. 1991). Eine daraus resultierende falsche Fersenführung führt zu asymmetrischen Zugverhältnissen an der Sehne, die wiederum als Ursache von Scherkräften mit sekundärer Pathologie des Begleitgewebes bzw. der Sehne gesehen wird. Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass unter anderem die biomechanischen Belastungen der Sehne während des

Abrollvorganges des Fußes zu Achillessehnenbeschwerden führen können. Kommt zu den oben genannten Ursachen und Faktoren noch eine zusätzliche direkte mechanische Reizung von außen, z.B. durch die Fersenkappe des getragenen Laufschuhes, führt dies zu einer Verdickung des Peritendineums, was letztlich zu Sehnengewebsänderungen führt.

Als weiterer Faktor für unphysiologische Scherkräfte und asymmetrische Zugverhältnisse wird die Verdrehung der Achillessehne über 45° bei Laufbelastungen erwähnt, wobei eine Achillessehnenrotation von bis zu 45° noch als physiologisch gesehen wird (Clement, D. B. et al. 1984; Hintermann, B. et al. 1998). Als letzter biomechanischer Faktor der zu Schmerzen im Bereich der Achillessehne führt, wird in der Literatur eine Überpronation bzw. eine veränderte Funktion des subtalaren Gelenkes (einschließlich der Innenrotation der Tibia) angeführt (Clement, D. B. et al. 1984; Hintermann, B. & Nigg, B. M. 1998; James, S. L. et al. 1978). Diese mögliche Ursache der Beschwerden soll hier nicht weiter erörtert werden, da hier der objektive Beleg durch prospektive Untersuchungen und Studien noch nicht erbracht worden ist. In diesem Zusammenhang stellt sich die kritische Frage, warum viele Läufer mit exzessiver Pronation keine Beschwerden entwickeln und andererseits bei einigen Läufern schon eine gering vermehrte Pronation an der Beschwerdeentstehung beteiligt ist (Hintermann, B. & Nigg, B. M. 1998).

1.5 Forschungsansätze

Um also die Entstehungsursachen der Achillodynie und eventuelle Verletzungsmuster zu verstehen, bedarf es einem Grundverständnis der Biomechanik der Laufbewegung (Chan, C. W. et al. 1994; Thordarson, D. B. 1997). Es sind Mess- und Untersuchungsmethoden nötig, die das Laufen, und im engeren Sinn das Abrollmuster beschreiben und objektivieren können. Eine Vielzahl der Studien, die sich mit diesem Thema befassten kommen zu einer einheitlichen Beschreibung des Abrollvorgangs während des Laufens. Zunächst kommt es zu einem Aufsetzen der Ferse in Supinationsstellung, dann kommt es zu einer Pronationsbewegung in der Stützphase und schließlich erneut zu einer Supinationsbewegung in der Abdrückphase (Bates, B. T. et al. 1979;

Cavanagh, P. R. 1987; Czerniecki, J. M. 1988; Nigg, B. M. et al. 1986; Novacheck, T. F. 1998; Ounpuu, S. 1994; Rodgers, M. M. 1995; Segesser, B. et al. 1980; Thordarson, D. B. 1997). Andere Studien der Ganganalyse teilen das Laufen in eine Stand - bzw. Stützphase und in eine Schwungphase ein (Novacheck, T. F. 1998; Nuber, G. W. 1988; Thordarson, D. B. 1997). Der Laufzyklus ist als der Zeitraum zwischen dem Erstkontakt des einen Fußes bis zum Erstkontakt des anderen Fußes definiert. Die Standphase beschreibt die den Bodenkontakt des Fußes, während die Schwungphase, wie der Name schon sagt, die Zeit des Schwebens beschreibt (Thordarson, D. B. 1997).

Während des Aufsetzens des Fußes auf den Boden treten Kräfte auf, die vom Boden auf den Fuß einwirken. Sie werden als Bodenreaktionskräfte bezeichnet (Chan, C. W. & Rudins, A. 1994; Hintermann, B. & Nigg, B. M. 1998; Nuber, G. W. 1988; Thordarson, D. B. 1997). Diese Kräfte können in aktive und passive Kräfte unterteilt werden (Hintermann, B. & Nigg, B. M. 1998; Segesser, B. & Nigg, B. M. 1980). Beim Auftreffen werden Fuß und Unterschenkel in relativ kurzer Zeit abgebremst, was sich in entsprechenden passiven Kraftspitzen zeigt. Dann wird der gesamte Körper durch Ausfederung zur Ruhe gebracht, was sich in einem langsameren aktiven Kraftverlauf äußert. Theoretische Überlegungen und experimentelle Daten weisen darauf hin, dass hohe passive Kraftspitzen oft Ursache von Beschwerden am Bewegungsapparat sind, da diese Kräfte zu einem großen Anteil durch Gelenke, Bänder und Sehnen gedämpft werden müssen. (Segesser, B. & Nigg, B. M. 1980). Aus den vielen Diskussionen über die Pronation bzw. Überpronation bei Läufern und der Theorie der Bodenreaktionskräfte hat sich die Methode der plantaren Druckverteilungsmessung herauskristallisiert und bewährt (Mayer, F. et al. 2000; Nigg, B. M. 1985; Robbins, S. E. & Gouw, G. J. 1990; Stacoff, A. et al. 1988). Die breite Verfügbarkeit und die Häufigkeit dieser Messmethode hat zu einer großen Menge an Studien geführt, die sich mit der plantaren Druckverteilung beim Laufen beschäftigt haben. Die plantare Druckverteilung kann direkt Aussagen über die Bodenreaktionskräfte machen, gleichzeitig gibt sie aber auch indirekte Informationen über die Pronationsbewegung des Fußes während des Abrollvorgangs. Diese Technik ermöglicht zum einen eine

Darstellung der Druckverteilung zwischen Fuß und Laufuntergrund, andererseits können verschiedene Zone der Fußsohle differenziert bezüglich der Belastung während des Abrollvorganges betrachtet werden (Nigg, B. M. 1985). Zur Beschreibung des Abrollvorgangs wird der Verlauf des Druckschwerpunktes (Center of pressure) während des Laufens verwendet (Grau, S. et al. 2000). Messgrößen wie die Summe aller einwirkenden Kräfte oder der höchste auftretende Druck können die Belastung während des Laufens beschreiben. Zur Aufnahme dieser Druckdaten werden bei der dynamischen Druckverteilungsmesung Meßsohlen mit Sensoren bestückt, die in die Schuhe eingelegt werden können. Dadurch kann nach Berechnung der Daten durch spezielle Computerprogramme den Abrollvorgang visualisiert werden.

1.6 Begründung der Arbeit

Die Studien zur Betrachtung des Abrollvorganges werden in der Regel unter standardisierten Bedingungen gemacht. Um diese standardisierten Bedingungen zu erhalten, bedient man sich des Laufens auf einem stationären Laufband (Nelson, R. C. et al. 1972; Nigg, B. M. et al. 1995). Die Bedingungen im Labor garantieren die Eliminierung externer Faktoren wie Wind, Feuchtigkeit und Schwankungen der Laufgeschwindigkeit (White, S. C. et al. 1998). Zusätzlich können relativ einfach viele Bewegungszyklen konsekutiv erfasst werden, ohne dass der Untersuchungsgegenstand seinen Ort verändern muss. Stationäre Laufbänder sind heutzutage in verschiedenen Größen und Qualitäten erhältlich. Aus diesen Gründen werden Laufbänder oft in Studien zur Untersuchung von Laufmustern und zu Ganganalysen verwendet, um das Laufen im Freien zu simulieren. So haben die Ergebnisse vieler Studien aus der Vergangenheit zu Erkenntnissen über das Laufen geführt. Auch die Ergebnisse aus der Erforschung der Ursachen der Achillodynie und der angenommenen Unterschiede im Laufmuster von Läufern mit Achillessehnenschmerzen im Vergleich zu gesunden Läufern stammen zum größten Teil aus Laufbandstudien. Mit Hilfe dieser Laufstudien konnten Fortschritte im Bereich der Schuhentwicklungen gemacht werden. Viele medizinische Erkenntnisse

über die kardiopulmonale Belastbarkeit von Menschen sind ebenfalls nur über das Laufen auf dem Laufband unter vorgegebenen kontrollierten Bedingungen möglich gewesen. Nicht zu vernachlässigen ist der Einsatz von Laufbändern in Sportstudios zur allgemeinen sportlichen Betätigung. Dadurch ist dieses Übungsgerät einer breiten Masse der Bevölkerung zugänglich geworden. Neben den Freizeitsportlern wird auch Leistungssportlern die Möglichkeit gegeben, in Zeiten schlechter Witterungsverhältnisse zu trainieren. Bezüglich der Erfassung der Bewegungsmuster bestehen jedoch sehr unterschiedliche Meinungen darüber, ob das Laufmuster auf dem Laufband mit dem Laufmuster auf dem Feld verglichen werden darf, und ob die Messergebnisse einfach übertragen werden dürfen (Nelson, R. C. et al. 1972; Nigg, B. M. et al. 1995; White, S. C. et al. 1998). Es stellt sich die kritische Frage, ob man z.B. die Ergebnisse aus der Schuhforschung oder aus den Forschungsstudien über Achillodynie die auf dem Laufband gewonnen werden, auf das Laufen im Freien übertragen werden können, dort wo eigentlich die Sportler aktiv sind. Diesbezüglich gibt es in der Literatur nicht viele Studien, und die, die existieren, differieren in ihren Ergebnissen. Die meisten dieser Untersuchungen sind mit Videoanalysen durchgeführt worden. Diese kinematischen Studien zeigen z.B. bezüglich Weg-Zeit-Größen übereinstimmend eine kürzere Schrittlänge und eine Erhöhung der Schrittfrequenz auf dem Laufband (Arsenault, A. B. et al. 1986; Wank, V. et al. 1998). Andere Studien kommen zu dem Schluss, dass die Unterschiede zwischen Laufband und Feld abhängig von der Laufgeschwindigkeit sind. So gäbe es bei Geschwindigkeiten zwischen 3,33 – 4,78 m/s keine Unterschiede zwischen Laufband und Feld, bei einer Geschwindigkeit jedoch von mehr als 4,82 m/s seien Differenzen erkennbar (Elliott, B. C. et al. 1976). Van Ingen Schenau versucht mit mathematischen Theorien die Abhängigkeit der Unterschiede von der Laufgeschwindigkeit darzustellen und zu belegen (Nigg, B. M. et al. 1995; van Ingen Schenau, G. J. 1980).

1.7 Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Wie man also erkennt, existiert in der vergleichsweise geringen Anzahl an Literurangaben ein diffuses Bild über Vergleichbarkeit von Laufen auf dem Laufband unter standardisierten Bedingungen und dem Laufen im Feld. Ebenso gibt es in der Literatur keine suffizienten Angaben über die Reliabilität von Messungen von Laufmustern auf dem Laufband und im Feld (White, S. C. et al. 1998).

Inhalt der vorliegenden Arbeit war es, mit Hilfe valider und reliabler Druckmessgrößen den Abrollvorgang zu beschreiben. Da Angaben zur Verlässlichkeit von Druckmessungen nicht vorlagen, musste zunächst die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messmethode erfolgen. Aus diesem Grund bestanden die zwei nachfolgend beschriebenen Studien aus jeweils 2 Messtagen.

Erstes Ziel der Arbeit war die Prüfung der Reproduzierbarkeit der Messmethode. Die Berechnung der Test-Retest-Variabilität (TRV) erfolgte jeweils für die Laborstudie und für die Feldstudie.

Zweites Ziel der Arbeit war die Untersuchung des Bewegungsmusters mittels plantarer Druckverteilungsmessung im Laufen auf dem Laufband und im Freien, um einen eventuell vorhandenen Unterschied im Laufmuster darzustellen. Um einen störenden, und in bezug auf die Ergebnisse verzerrenden Einfluss von Schuhen auf das Laufmuster zu erkennen und auszuschließen, erfolgt die Untersuchung des Laufens einmal barfuß und einmal im Laufschuh. Aufgrund der enormen Bedeutung von Achillessehnenbeschwerden bei den heutigen Läufern, wie in der Einleitung erwähnt, wird zusätzlich das Laufmuster von Läufern mit Achillodynie und Läufern ohne Beschwerden untersucht, ebenfalls einmal im Laufschuh und einmal barfuß ohne Schuhe.

2. Studiendesign

2.1 Untersuchungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurde in zwei prospektiven Studien das Laufmuster im Laufschuh sowie während des Barfußlaufes untersucht. Um das Barfußlaufmuster zu untersuchen, wurde der Barfußlauf in einem Gymnastikschuh simuliert, dessen Sohle aus einer ca. 1 mm dicken flexiblen Gummischicht bestand und von der keine entscheidenden Einflüsse auf das Laufmuster zu erwarten waren. Als Testschuh der Studien stand ein käufliches Modell der Firma NIKE zur Verfügung. Bei dem im Handel erhältlichen Modell handelte es sich um den NIKE Elite, einem leichten und neutralen Laufschuh.

Untersuchte Schuhkonditionen:

Abb.2: Gymnastikschuh (BF)

Abb.3: Neutraler Laufschuh NIKE Elite (EL)

In der ersten Studie liefen die Probanden auf einem Laufband (Saturn, HP Cosmos), die Laufgeschwindigkeit betrug 12 km/h, was der Trainingslaufgeschwindigkeit vieler Freizeitläufer entspricht.
In der zweiten Studie liefen die Probanden auf einem herkömmlichen Tartanboden, ebenso mit einer Laufgeschwindigkeit von 12 km/h.
Die Reihenfolge der Schuhbedingungen war randomisiert, nach Vorbereitung und Verkabelung der Probanden (ausführliche Beschreibung der Messmethoden siehe unten) wurde diesen in jedem Schuh eine Einlaufzeit von ca. 5 Minuten gewährt, die Aufzeichnung der Werte erfolgte dann jeweils direkt im Anschluß.
Im Feld auf der Tartanbahn war die Reihenfolge der Schuhbedingungen ebenso randomisiert. Nach jeweils einer Runde (400m) Einlaufzeit auf der Tartanbahn in jeder Schuhbedingung wurde im Anschluß gemessen.
Die erste Studie unterteilte sich in zwei Messtage (Labor-M1 und Labor-M2), an denen die Probanden jeweils gemessen wurden. Zwischen den beiden Messtagen lagen durchschnittlich 7 Tage (mindestens 5 Tage, maximal 9 Tage), in denen die Probanden unverändert ihrer typischen sportlichen Belastung nachgingen. Es wurden die Schuhkondition im neutralen Laufschuh (EL) und der Barfußlauf (BF) erfasst. Zu Beginn von M1 erfolgte die Erfassung der persönlichen Daten. Dieses Test-Retest-Design diente der Berechnung der Reliabilität und Variabilität der Messungen und Methoden. Die erste Studie wird nachfolgend als Laborstudie bezeichnet.
Die zweite Studie wurde ebenfalls im Test-Retest-Design durchgeführt. Sie wird im weiteren Verlauf als Feldstudie bezeichnet. Die Studie unterteilte sich in zwei Messtage (Feld-M1 und Feld-M2), die Messungen wurden in jeweils durchschnittlich sieben Tagen Abstand (mindestens 5 Tage, maximal 9 Tage) für jeden einzelnen Probanden durchgeführt. Es wurden die Messdaten der Schuhkondition im neutralen Laufschuh (EL) und des Barfußlaufs (BF) gemessen.
Die folgenden zwei Abbildungen zeigen den Verlauf der zwei Studien:

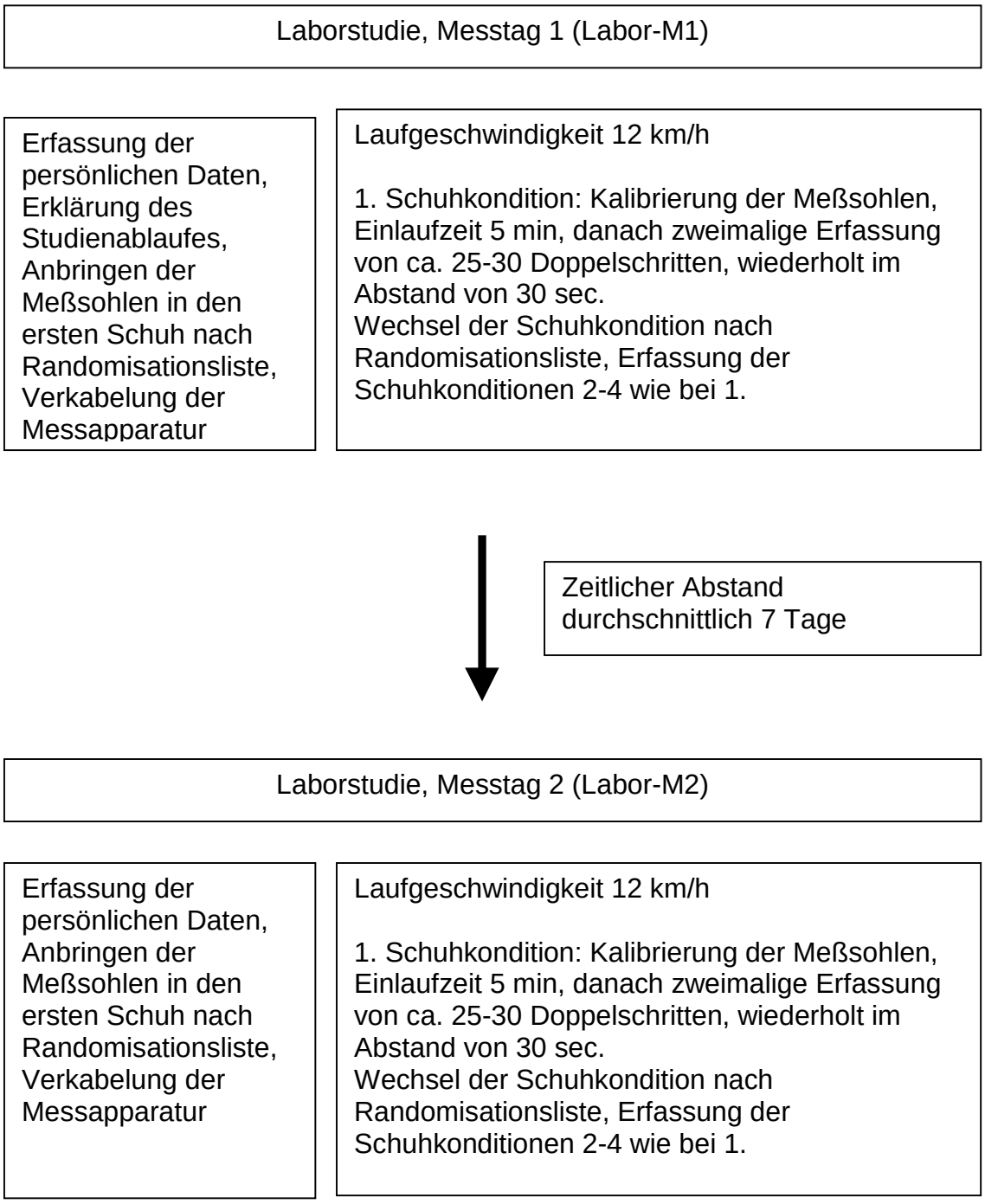

Abb.4: Studienablauf Laborstudie

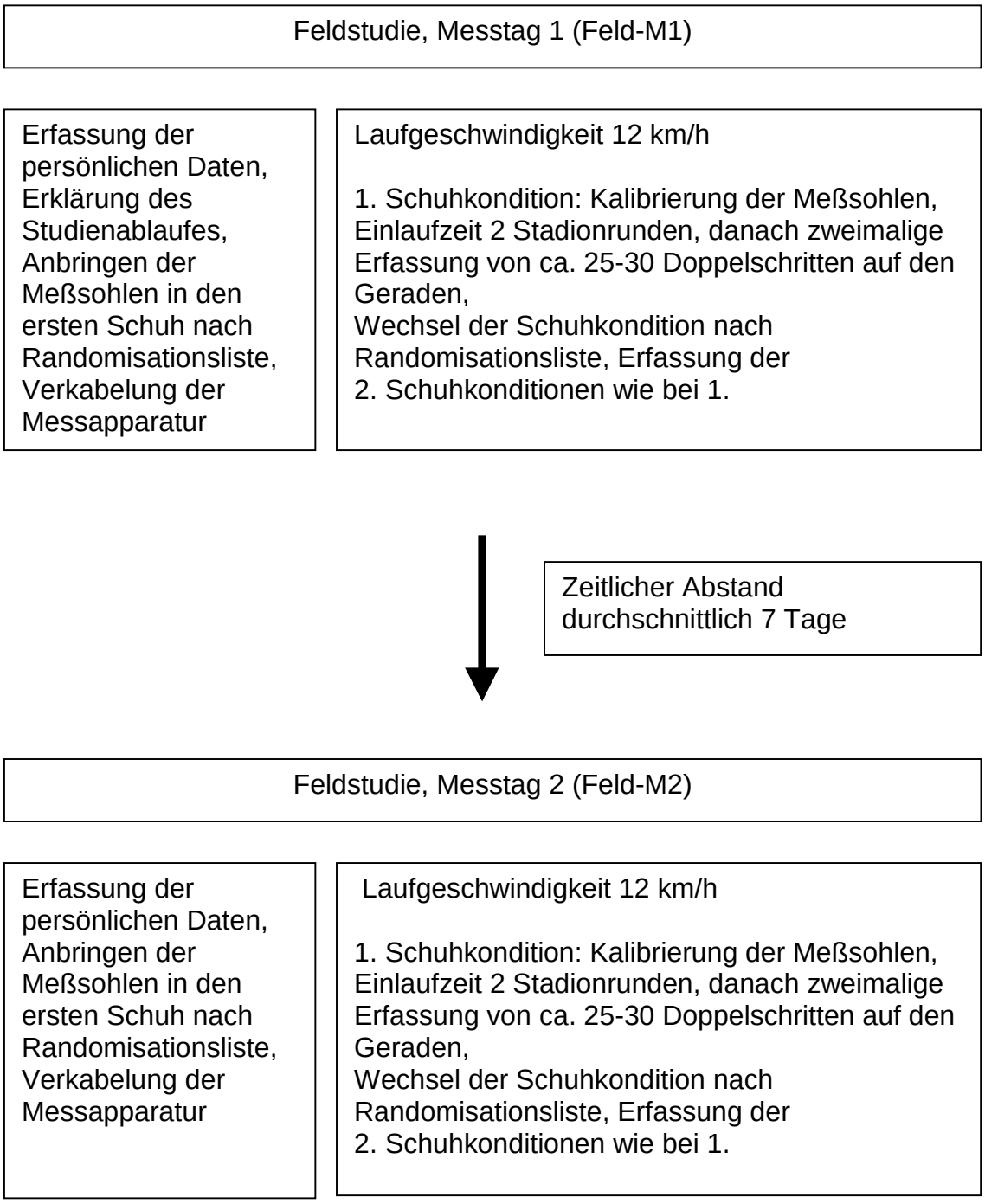

Abb.5: Studienablauf Feldstudie

2.2 Untersuchungsstichprobe

Es wurden insgesamt 21 Probanden in die Studie aufgenommen. 11 Probanden waren beschwerdefrei, 10 der Probanden klagten über Achillessehnenbeschwerden, wobei alle 10 Probanden die Beschwerden rechtsseitig angaben.

An der Laborstudie konnten alle 21 Probanden teilnehmen, an der Feldstudie nahmen 16 Läufer des Kollektivs teil, davon waren 8 mit und 8 ohne Achillessehnenbeschwerden.

Als Einschlußkriterien für die Teilnahme in der Kontrollgruppe für die Untersuchung wurden definiert:

Männliche Freizeit- und Leistungsläufer zwischen 18 und 50 Jahren, die ein wöchentliches Laufpensum von mindestens 20 km in der Woche absolvieren, wobei von Seiten der unteren Extremität keine Beschwerden vorhanden sein dürfen.

Als Einschlußkriterien für die Teilnahme in der Achillodyniegruppe für die Untersuchung wurden definiert:

Männliche Freizeit- und Leistungsläufer zwischen 18 und 50 Jahren, die ein wöchentliches Laufpensum von mindestens 20 km in der Woche absolvieren, sowie Achillodyniebeschwerden an der unteren Extremität.

Sämtliche anthropometrischen (Alter, Größe, und Gewicht) und trainingsspezifischen Daten (Laufumfang/Woche) wurden vom Untersucher gemessen bzw. abgefragt und in einem „Probandentagebuch“ („Case Report Form“, CRF) festgehalten.

Folgende Tabellen geben eine Übersicht der anthropometrischen Daten des Probandenkollektivs:

Tab.1: Alle Probanden:

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	21	179,9±5,0	75,8±6,1	37,7±8,4	46,0±21,5
Feld	16	180,4±4,6	73,2±5,2	39,6±8,7	41,6±21,9

Tab.2: Probanden ohne Beschwerden (KO):

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	10	180,0 ± 4,0	76,6 ± 6,4	35,0 ± 8,9	44,1 ± 16,6
Feld	8	179,3±4,1	73,5±6,1	36,3±10,0	40,6±21,9

Tab.3: Probanden mit Beschwerden (ADY):

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	11	179,7±6,2	74,9±6,0	40,6±7,1	48,0±26,8
Feld	8	181,5±5,1	72,9±4,6	42,9±6,2	42,5±23,3

3. Methoden

In beide Studien wurden die gleichen Messapparaturen verwendet, es wurden plantare Druckverteilungsmessungen im Schuh durchgeführt.

3.1 Druckverteilungsmessung

Es war das Ziel, mit Hilfe valider und reliabler Druckmessgrößen den Abrollvorgang zu beschreiben, so dass eine Differenzierung zwischen Läufern mit und ohne Beschwerden untersucht werden kann, und eventuelle Unterschiede im Druckverteilungsmuster im Labor und im Feld zu erkennen und zu objektivieren.

Zur Druckverteilungsmesung im Schuh wurde das Pedar mobile System der Firma Novel, München benutzt, dabei werden ca. 2mm dicke Messsohlen in den Schuh gelegt, diese werden über Kabel mit dem Meßsystem und mit einem Computer zur Datenspeicherung und weiteren Datenverarbeitung verbunden.

In den in den Studien verwendeten Meßsohlen befinden sich jeweils 99 Sensoren, das Meßsystem tastet diese mit einer Samplingrate von 50 Hz ab, die örtliche Auflösung beträgt ein (1) Sensor pro 2 cm^2.

Vor jeder Messung erfolgte eine Kalibrierung der Meßsohlen im entlasteten Zustand, in der oben beschriebenen Messphase wurden 15 bis 20 Schritte aufgezeichnet.

Während in der Laborstudie die Messapparatur mit dem Computer stationär aufgestellt war, mussten die Computer zur Datenerfassung in der Feldstudie aufgrund des Studiendesigns mobil sein. Dafür wurde ein motorisierter Anhänger mit der kompletten Messausstattung beladen. Während der verkabelte Proband auf der Tartanbahn lief, konnte der Transporter neben dem Läufer fahren und so die Datenerfassung durchführen. Ein Abstand zwischen Läufer und Transporter von ca. 2,5 m konnte während der gesamten Messung gehalten werden. Ebenso konnte eine visuelle Geschwindigkeitskontrolle des beladenen Transporters anhand des eingebauten Tachos während des gesamten Laufes des Probanden garantiert werden.

Die weitere Verarbeitung der aufgezeichneten Druckdaten erfolgte mit den von der Firma Novel mitgelieferten Programmpaketen Novel-win und Novel-ortho,

die ausgewerteten Messdaten wurden in eine Datenbank (Jump, SAS Institute Inc., Version 4.0, 2000) übertragen.

3.2 Maskenfelder

Aus den Messdaten wurde ein gemittelter Schritt errechnet (Darstellung beispielhaft):

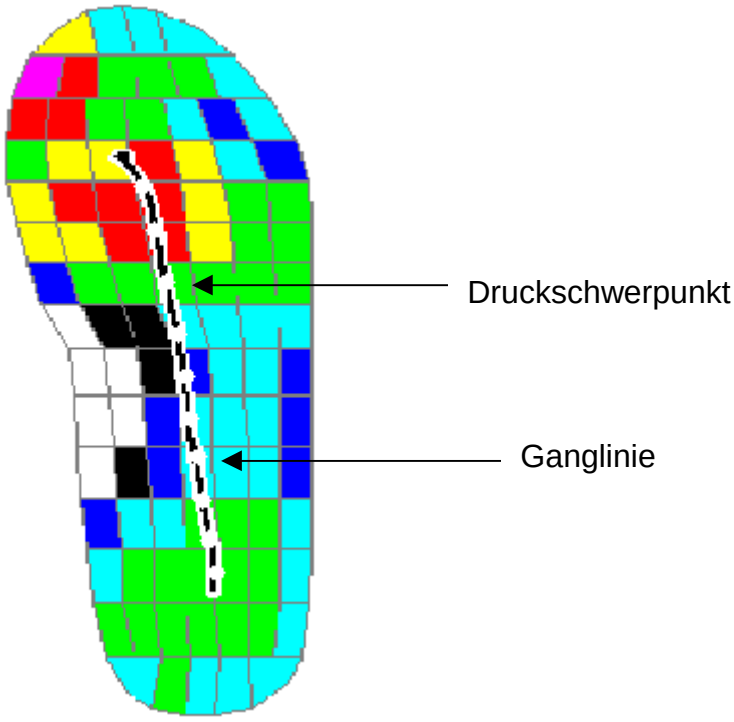

Abb.6: Druckbild (maximale Drucke) eines Abrollvorgangs mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle

Zur genaueren, weiteren lokalen Differenzierung des Abrollvorganges bzw. des Druckbildes und um detailliertere Informationen über belastete Zonen des Fußes während des Laufens zu erhalten, wurden über die gemittelten Schritte Maskenfelder gelegt. Dazu wurde eine Maske erstellt, die jeweils unterschiedliche Zonen des Schrittes betrachtet:

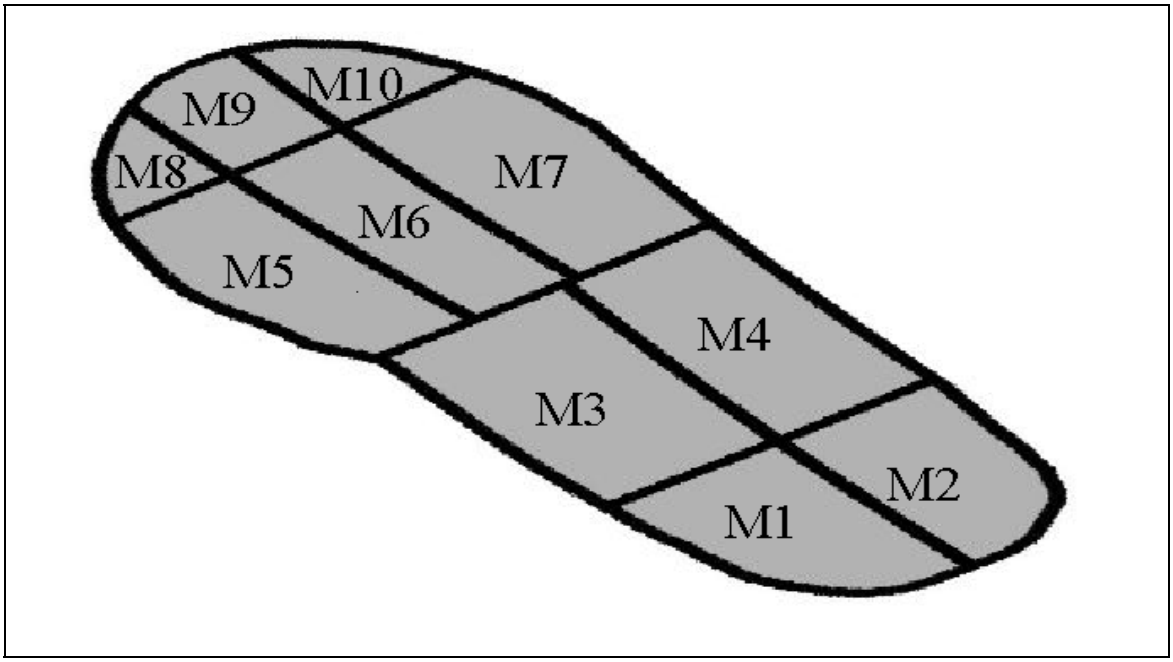

Abb.7: PRC-Maske

Die PRC Maske (Peter R. Cavanagh-Maske) orientiert sich an den anatomischen Strukturen des Fußes. Sie ermöglicht es, Aussagen über den Vor-, Mittel- und Rückfußbereich sowie die Metatarsaleköpfchen und die Zehen zu machen. Zusätzlich kann die plantare Druckverteilung und Belastung im Fußsohlenbereich während des Abrollvorgangs medial und lateral differenziert, abhängig von der Fragestellung des Untersuchers, betrachtet werden. Einzelne Zonen des Fußes können einerseits individuell und unabhängig voneinander, andererseits aber auch im Zusammenhang beurteilt werden.

3.3 Messgrößen

Innerhalb der einzelnen Maskenfelder wurden folgende Messgrößen bestimmt:

Peak pressure: Höchster auftretender Druck in einem Maskenfeld (auch in einem einzelnen Sensor) während eines Abrollvorgangs
Die Werte haben die Maßeinheit Newton/ cm^2 (N/ cm^2)

Max. force: Summe aller einwirkenden Kräfte in der Maske während eines Abrollvorgangs im gesamte Fuß und in den einzelnen Maskenfeldern.
Die Werte haben die Maßeinheit Newton (N).

3.3.1 Messgrößen - Berechnung

Die aufgezeichneten 25-30 Doppelschritte wurden einzeln optisch in allen Phasen des Abrollvorgangs überprüft (Novel Programm „Step-Analysis). Anschließend wurden die Schritte mit eindeutigen Defektartefakten aussortiert. Zur Weiterverarbeitung wurden pro Seite mindestens 8 und maximal 10 fehlerfreie Schritte ausgewählt. Nachfolgend erfolgt die Aufzählung der Kriterien, nach denen die Schritte kontrolliert und betrachtet wurden.

Kriterien für die Kontrolle der Einzelschritte:

a) Fehlende Reihen und Spalten in den Druckabbildungen: Wenn in der Druckabbildung Reihen oder Spalten fehlen, ist eine Betrachtung des ausgefallenen Bereiches nicht möglich. Potentielle signifikante Unterschiede, die für die Fragestellungen von Bedeutung wären, könnten nicht erkannt werden. So würden gesteigerte, aber auch verminderte Drücke in den betrachteten Fußbereichen nicht beurteilt werden können.

b) Dauerbelastete Sensoren in den Druckabbildungen: Kommt es während der Messung zu einer Dauerbelastung Sensoren im Abrollschritt, so führt das zu falsch überhöhten Druckwerten im beobachteten Areal. Dies kann zu Fehlinterpretationen des Abrollschrittes führen. Ist die Dauerbelastung für eine

ganze Reihe oder eine ganze Spalte vorhanden, so sind die Fehlmessungen bezüglich der Überbelastung noch gravierender. Es kann zu Fehlinterpretationen nicht nur von einzelnen Messbereichen sondern des ganzen Schrittes kommen.

c) Rücklauf der Ganglinie (center of pressure): Ein Rücklauf der Ganglinie steht für eine Fehlmessung des gesamten Abrollschrittes. Ein Rücklauf der Ganglinie beschreibt eine erneute Belastung des Vor- und Mittelfußes nachdem der Proband schon über den Vorfuß bzw. den Zehenbereich gelaufen ist. Ein Rücklauf der Ganglinie ist nicht mit der allgemeinen Betrachtung und Beschreibung des Abrollschrittes vereinbar.

Folgende Abbildung zeigt die graphische Darstellung eines Einzelschrittes:

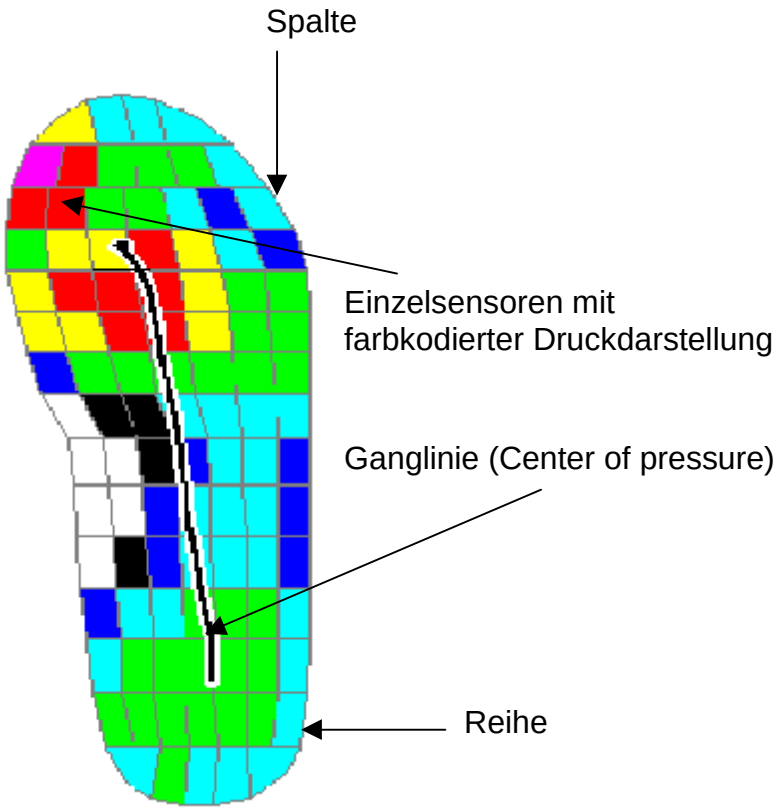

Abb.8: Druckbild eines Einzelschrittes mit Einzelkomponenten

Mit dem von der Firma Novel gelieferten Programm „Average“ wurde aus den ausgewählten Schritten dann jeweils ein repräsentativer, gemittelter Schritt berechnet.
Mit dem gemittelten Schritt erfolgte nun die Maskenauswertung mit den Novel Anwendungen „Groupeditor“, „Groupmask“ und „Groupmask Evaluation“, anschließend wurden die Messgrößen Peak pressure und Max. force berechnet. Um die Messgrößen vergleichen zu können wurden sie auf das Körpergewicht der einzelnen Probanden normiert und anschließend in eine Datenbank übertragen.

3.4 Statistik

Die statistische Auswertung der Messdaten erfolgte mit dem Programm Jump (SAS Institute Inc., Version 4.0, 2000). Es wurde eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt, es erfolgten Gruppenvergleiche sowie Signifikanzprüfungen, die Daten wurden graphisch dargestellt. Die gespeicherten Messdaten wurden zum Erfassen und zum Ausschluss möglicher Artefakte zunächst alle manuell untersucht und kontrolliert. Zur Plausibilitätskontrolle erfolgte anschließend die doppelte Eingabe aller Messdaten in eine Datenbank (Jump) mit anschließendem Abgleich der zwei Eingaben. Die Auswertung aller Messgrößen wurde zunächst deskriptiv durchgeführt, wobei der Mittelwert, das 95 % - Konfidenzintervall bzw. der Standardfehler und die Standardabweichung berechnet und graphisch dargestellt wurden.
Als Zielkriterium für die Überprüfung der Fragestellungen wird die Beeinflussung des Laufmusters definiert. Im Rahmen einer hypothesenprüfenden Statistik soll untersucht werden, ob bezüglich des Laufmusters Unterschiede zwischen den Gruppen nachzuweisen sind. Für den statistischen Nachweis der Beeinflussung des Laufmusters durch Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden und durch den Laufuntergrund wird auf die Untersuchungsgröße eine univariate (biomechanische Messgröße), einfaktorielle (bzgl. des Untergrundes und des Messtages) Varianzanalyse (ANOVA) angewendet. Das Testniveau wird zweiseitig auf 5 % ($\alpha = 0.05$) festgelegt. Die Überprüfung der Daten auf Normalverteilung erfolgt mit dem

Test nach SHAPIRO-WILK (α = 0.05), die Überprüfung auf Gleichheit der Varianzen in den einzelnen Gruppen mit dem Test nach BROWN-FORSYTHE (α = 0.05).

3.5 Fragestellungen und Hypothesen

3.5.1 Fragestellung 1

Die erste Fragestellung F1 befasst sich mit der Frage ob es Unterschiede zwischen den Test-Retest-Variabilitäten (TRV) der Messungen auf dem Laufband und den Messungen im Feld gibt.
Unter den oben genannten Bedingungen muss bezüglich der Fragestellung 1 folgende Nullhypothese H_10 :

Es gibt keine Unterschiede zwischen der TRV der Messungen auf dem Laufband und der TRV der Messungen im Feld.

Zugunsten der Alternativhypothese H_11:

Es gibt Unterschiede zwischen den Messungen auf dem Laufband und den Messungen im Feld

verworfen werden.

3.5.2 Fragestellung 2

Die zweite Fragestellung F2 befasst sich mit der Frage, ob es statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien gibt, jeweils für das Laufen im Laufschuh sowie das Laufen barfuss, einmal für Probanden mit und einmal für Probanden ohne Achillessehnenbeschwerden.
Unter den oben genannten Bedingungen muss bezüglich der Fragestellung 2 folgende Nullhypothese H_20:

Es gibt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien.

zugunsten der Alternativhypothese $H_2 1$:

Es gibt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien.

verworfen werden.

4. Ergebnisse

4.1 Vergleich der Test- Retest- Variabilität

Um die Test-Retest-Variabilitäten (TRV) der Messungen auf dem Laufband (Laborstudie) und der Messungen im Freien (Feldstudie) zu vergleichen, muss vorher die jeweilige TRV jeweils für die Laborstudie und die Feldstudie gesondert berechnet werden.

Die TRV misst das Verhältnis zwischen der (positiven) Differenz der Messwerte aus Messung 1 und Messung 2 und deren Mittelwert. Als Schätzwert für die TRV wird das Gruppenmittel der individuellen TRV berechnet. Die Test-Retest-Variabilität gibt das Verhältnis zwischen der absoluten Differenz und dem Mittelwert der beiden Messungen in Prozent an. Geeignet ist dieses Kriterium für die Messung einer Variablen, deren zufälliger Messfehler proportional mit der Größe des Messwertes zunimmt. Dann nämlich bleibt das Verhältnis von Messfehler und Messwert über den gesamten Wertebereich konstant und man kann eine Vorhersage für den zu erwartenden Messfehler für nachfolgende Messungen im gesamten Wertebereich treffen. Die Test-Retest-Variabilität lässt sich wie folgt berechnen:

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

Abb.9: TRV-Berechnungsformel

4.1.1 Vergleich des Messparameters Peak pressure

Der direkte Vergleich der Test-Retest-Variabilitäten (TRV) des Laufens auf dem Laufband und des Laufens im Feld für den Messparameter Peak pressure zeigt eine insgesamt höhere Variabilität des Abrollmusters im Freien auf der Tartanbahn als unter kontrollierbaren Verhältnissen auf dem Laufband. Während für den Rück- und Mittelfußbereich, welcher den Maskenfeldern M1-M4 entspricht, die TRV auf dem Laufband größer oder sogar ähnlich zu sein

scheint (siehe Tab. 4-7), ergibt sich für den Vorfußbereich, Maskenfelder M5-M7 und für den Zehenbereich, Maskenfelder M8-M10, eine eindeutige Tendenz in Richtung höherer TRV- Werte für das Laufen im Freien (siehe Tab. 8-13). Dieses Muster mit den oben genannten Tendenzen gilt sowohl für den lateralen, wie auch für den medialen Fußbereich. Betrachtet man die TRV des Abrollschrittes allgemein, also unabhängig ob auf dem Laufband oder im Freien und unabhängig ob barfuß oder im Schuh, so fällt auf, dass die Variabilität im Zehenbereich tendenziell am höchsten ist. Im Rückfuß ist die TRV tendenziell geringer.

Vergleicht man die TRV für das Laufen in der Barfußkondition BF mit der des Laufens im neutralen Laufschuh EL sieht man, dass die Variabilität in der Barfußkondition größer ist als die des beschuhten Laufens, und zwar sowohl während des Laufens auf dem Laufband wie auch während des Feldlaufs. Dieses Muster gilt für alle Maskenfelder, außer M5, M6 und M9 (siehe Tab.8, 9 und 12), in denen die TRV für das Laufen im Schuh größer oder gleich der TRV im Barfußlauf ist.

Nachfolgend werden die einzelnen TRV-Vergleiche für die jeweiligen Maskenfelder tabellarisch dargestellt:

Vergleich der TRV im Maskenfeld M1

Tab. 4:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	37,99 ± 35,91	20	21,94 ± 13,65	11
EL	12,47 ± 12,46	15	11,66 ± 8,09	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M2

Tab. 5:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	N
BF	30,00 ± 36,97	20	17,34 ± 11,28	11
EL	11,75 ± 11,37	15	13,91 ± 11,75	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M3

Tab. 6:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	N
BF	37,29 ± 32,05	20	30,93 ± 26,76	11
EL	18,07 ± 21,14	15	13,85 ± 9,30	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M4

Tab. 7:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	20,12 ± 14,06	20	21,18 ± 16,58	11
EL	10,74 ± 7,27	15	11,41 ± 9,63	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M5

Tab. 8:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	15,46 ± 16,51	20	14,78 ± 15,51	11
EL	10,79 ± 9,75	15	23,60 ± 14,46	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M6

Tab. 9:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	10,34 ± 10,06	20	15,86 ± 14,43	11
EL	8,09 ± 6,78	15	18,1, ± 16,07	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M7

Tab. 10:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	14,97 ± 16,41	20	19,43 ± 24,72	11
EL	9,61 ± 6,98	15	11,91 ± 11,07	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M8

Tab. 11:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	45,17 ± 44,99	20	66,42 ± 62,43	11
EL	40,09 ± 53,19	15	58,29 ± 67,29	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M9

Tab. 12:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	58,47 ± 45,12	20	56,98 ± 50,4	11
EL	27,01 ± 23,22	15	65,53 ± 53,1	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M10

Tab. 13:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	54,68 ± 53,09	20	99,48 ± 68,68	11
EL	45,63 ± 64,11	15	69,59 ± 65,36	11

4.1.2 Vergleich des Messparameters Max. force

Die Betrachtung der Test-Retest-Variabilitäten (TRV) des Messparameters Max. force für das Laufen auf dem Laufband verglichen mit dem Laufen auf der Tartanbahn im Feld ergibt eine eindeutige Tendenz zu höheren TRVs für das Laufen im Feld als unter kontrollierten Bedingungen. Hierbei zeigt sich zunächst eine leichte Tendenz zu einer größeren Variabilität des Laufbandlaufens für den Bereich des medialen Rück - und Mittelfußes, welcher den Maskenfeldern M1 und M3 entspricht (siehe Tab.14 und 16). Betrachtet man alle anderen Maskenfelder jedoch, unabhängig ob im medialen oder lateralen Kompartiment des Fußes, so erkennt man das oben bereits beschriebene Muster der höheren TRV für das Laufen im Feld (siehe Tab. 15 und 17-23). Eine Tendenz für höhere Werte im Vorfuß- und Zehenbereich als im Mittel- und Rückfußbereich ist erkennbar. Die Betrachtung der TRV für das Laufen in der Barfußkondition verglichen mit der TRV des beschuhten Laufens ergibt eine Tendenz zu höheren Variabilitäten für das Laufen in der Barfußkondition, unabhängig ob der Proband auf dem Laufband läuft oder sich im Freien bewegt. Dieses erkennbare Muster wird in den drei Maskenfeldern M5, M6 und M9 widerlegt (siehe Tab. 18, 19 und 22).

Nachfolgend werden die einzelnen TRV-Vergleiche für die jeweiligen Maskenfelder tabellarisch dargestellt:

Vergleich der TRV im Maskenfeld M1

Tab. 14:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	34,30 ± 31,33	20	20,93 ± 17,45	11
EL	14,99 ± 18,24	15	12,79 ± 8,04	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M2

Tab. 15:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	35,50 ± 38,99	20	20,57 ± 13,9	11
EL	14,47 ± 12,37	15	17,57± 14,45	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M3

Tab. 16:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	50,05 ± 44,82	20	100,84 ± 40,86	11
EL	25,97 ± 21,15	15	17,41 ± 12,39	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M4

Tab. 17:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	19,09 ± 14,73	20	20,6 ± 13,35	11
EL	9,48 ± 10,33	15	21,22 ± 17,94	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M5

Tab. 18:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	35,52 ± 27,08	20	49,76 ± 34,86	11
EL	15,32 ± 18,24	15	60,35 ± 42,57	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M6

Tab. 19:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	20,32 ± 18,63	20	20,22 ± 15,95	11
EL	14,97 ± 14,29	15	41,57 ± 32,78	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M7

Tab. 20:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	26,34 ± 18,02	20	37,28 ± 25,12	11
EL	9,23 ± 6,32	15	25,40 ± 18,87	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M8

Tab. 21:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	84,72 ± 63,82	20	104,93 ± 72,74	11
EL	50,84 ± 61,78	15	106,20 ± 69,30	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M9

Tab. 22:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	68,65 ± 50,49	20	73,17 ± 62,34	11
EL	43,28 ± 53,08	15	93,57 ± 59,58	11

Vergleich der TRV im Maskenfeld M10

Tab. 23:

Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske

TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	Laborstudie	n	Feldstudie	n
BF	79,06 ± 56,25	20	120,12 ± 64,34	11
EL	58,60 ± 69,01	15	101,27 ± 61,26	11

4.1.3 Zusammenfassung Fragestellung 1

Nach Abschluß der Betrachtung der einzelnen Test-Retest-Variabilitäten lässt sich sagen, dass es Unterschiede zwischen dem Laufen auf dem Laufband und dem Laufen im Feld gibt. Es zeigt sich, dass das Laufen auf dem Laufband eine geringere TRV hat als das Laufen im Feld, oder anders gesagt, sind die Messungen im Freien auf der Tartanbahn größeren Schwankungen ausgesetzt als die Messungen im Labor unter kontrollierten Bedingungen auf dem Laufband. Ein weiteres Ergebnis, welches für den Messparameter Peak pressure deutlich wird, sind die höheren TRV- Werte im Zehenbereich als im Mittel- und im Rückfußbereich, wo sie TRV am höchsten ist. Für den Parameter Max. force ist das nicht eindeutig zu erkennen. Betrachtet man den Vergleich des Laufens im Schuh mit dem Barfußlauf, so zeigt sich, dass das Laufen im Schuh einer geringeren Test-Retest-Variabilität ausgesetzt ist als das laufen ohne Schuhe, unabhängig ob man auf dem Laufband oder auf der Tartanbahn gemessen hat. Dabei sind bei beiden untersuchten Messparametern (Peak pressure und Max. force) dieselben Muster zu sehen. Etwaige Unterschiede in einzelnen Fußsohlenbereichen können nicht bewiesen werden.

Unter Betrachtung der oben beschriebenen Ergebnisse muss bezüglich der Fragestellung 1 die statistische Nullhypothese H_10:

Es gibt keine Unterschiede zwischen der TRV der Messungen auf dem Laufband und der TRV der Messungen im Feld.

auf einem Testniveau von $\alpha = 5$ % zugunsten der Alternativ-Hypothese H_11

Es gibt Unterschiede zwischen den Messungen auf dem Laufband und den Messungen im Feld

verworfen werden.

4.2 Vergleich des Laufmusters zwischen Labor und Feld

4.2.1. Barfußkondition im Gymnastikschuh

Kontrollgruppe: Messparameter Max. force und Peak pressure

Bei der Betrachtung der Mittelwertdifferenzen des Messparameters Max. force für den Lauf von Probanden der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden im Gymnastikschuh (BF) zwischen Labor und Feld zeigen sich signifikante Mittelwertdifferenzen in den Maskenfeldern M1 und M2, sowie in den summierten Feldern M1+M3 und M5+M6+M7 (siehe Abb. 10-13). Diese Bereiche entsprechen den Sohlenbereichen des Rückfußes und des Vorfußes. Man sieht, dass beim Barfußlauf im Freien auf der Tartanbahn höhere Kräfte beim Landen auftreten als während des Auftretens auf dem Laufband (M1 und M2). Ebenso zeigen sich höhere Abstoßkräfte beim Barfußlauf im Feld als auf dem Laufband, erkennbar an den signifikant höheren Kräften im Vorfußbereich (M5-M6).

Betrachtet man den Messparameter Peak pressure, so ergeben sich für den Barfußlauf von Probanden der Kontrollgruppe zwischen Labor und Feld in allen Maskenfeldern keine signifikante Mittelwertdifferenzen auf einem Testniveau von $p<0,05$. Die gemessenen Drücke sind im gesamten Sohlenbereich ähnlich, so dass man keinen statistisch signifikanten Unterschied während des Auftretens (Rückfuß) oder des Abstoßens (Vorfuß) erkennen kann.

In den nachfolgenden Abbildungen werden die signifikanten Unterschiede dargestellt:

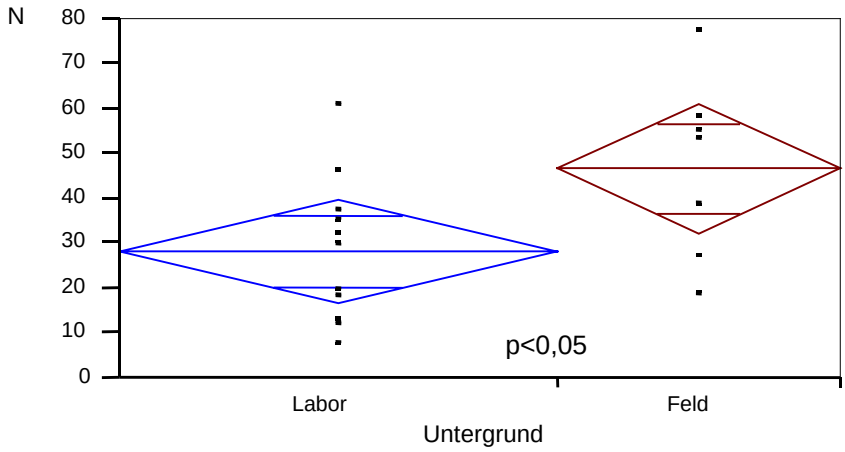

Abb. 10: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1

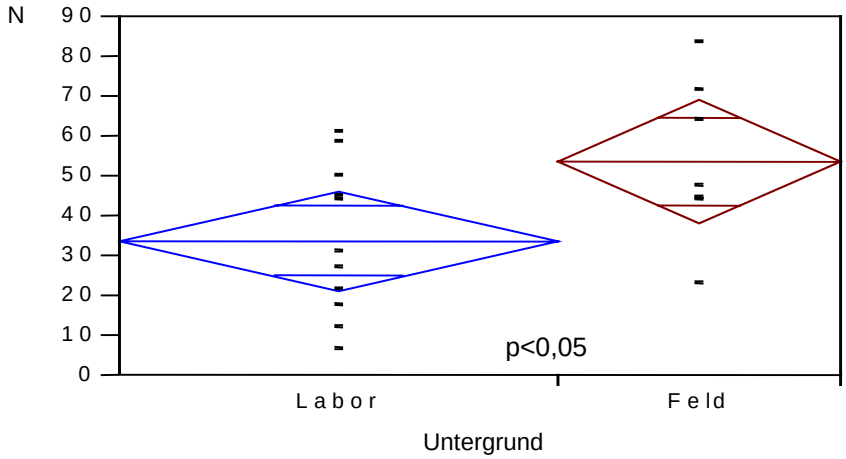

Abb. 11: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2

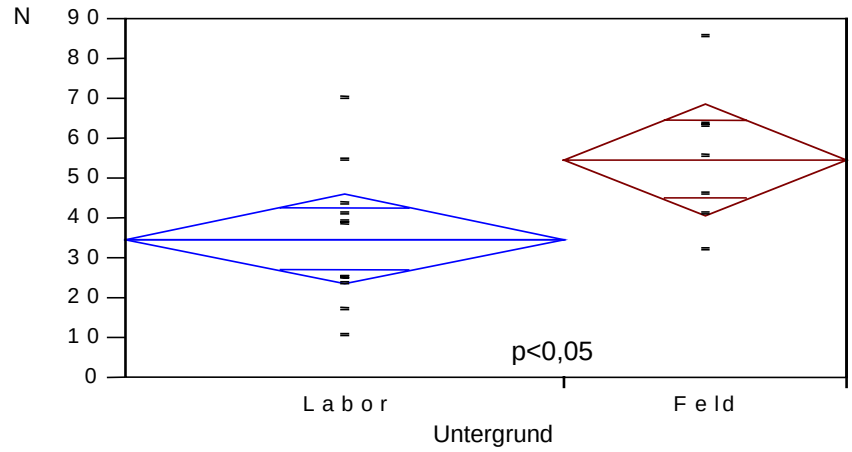

Abb. 12: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3

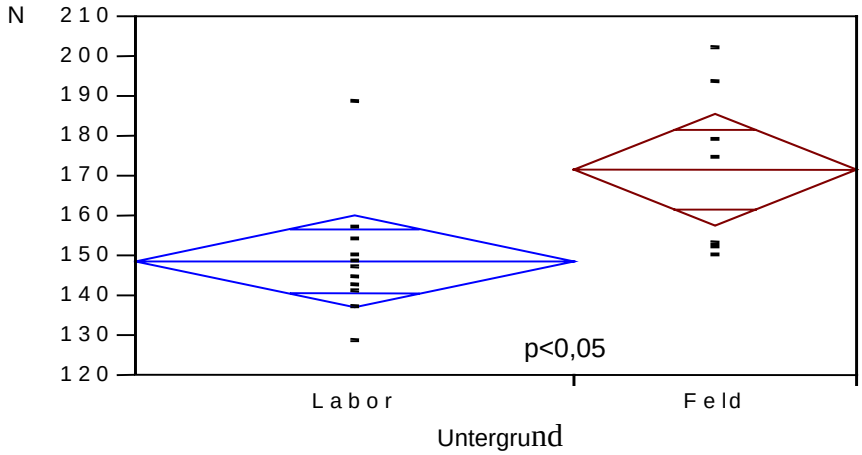

Abb. 13: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7

Achillodyniegruppe: Messparameter Max. force und Peak pressure

Für die Messparameter Max. force und Peak pressure ergaben sich für den Lauf von Probanden der Achillodyniegruppe im Gymnastikschuh (BF) zwischen Labor und Feld in allen Maskenfeldern keine signifikante Mittelwertdifferenzen auf einem Testniveau von $p<0,05$. Bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden konnten keine signifikanten Kraft- und Druckunterschiede während des Abrollvorgangs beim Barfußlaufen festgestellt werden, weder während der Auftrittsphase, noch während des Abstoßes.

4.2.2 Zusammenfassung Fragestellung 2, Barfußlauf

Für den Barfußlauf im Gymnastikschuh (BF) lässt sich zusammenfassend sagen, dass es für Probanden der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden (KO) statistisch signifikante Unterschiede in den Kraftwerten für den Messparameter Max. force in den Maskenfeldern der PRC-Maske für den M1 und M2, sowie in den summierten Maskenfeldern M1+M3 und M5+M6+M7 gibt. Man sieht einen signifikanten Unterschied beim Auftreffen auf den Laufuntergrund, sowie beim Abstoßen nach Beendigung des Abrollvorganges.

Hierfür muss die statistische Nullhypothese H_20:

Es gibt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien

auf einem Testniveau von $\alpha = 5$ % zugunsten der Alternativhypothese H_21:

Es gibt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien

für den Barfußgang (BF) verworfen werden.

Für den Messparameter Peak pressure gibt es keine signifikanten Unterschiede in den Maskenfeldern, weder für gesunde Läufer der Kontrollgruppe (KO), noch für Patienten der Achillodyniegruppe (ADY). In diesem Fall kann man keinen Unterschied während der Auftreffphase oder der Abstoßphase des Laufens erkennen.

Hierfür kann die statistische Nullhypothese H_20:

Es gibt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien

auf einem Testniveau von $\alpha = 5$ % zugunsten der Alternativ-Hypothese H_21:

Es gibt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien.

für den Barfußgang (BF) beibehalten werden.

4.2.3 Laufschuhkondition im neutralen Laufschuh

Kontrollgruppe: Messparameter Max. force und Peak pressure

Die Betrachtung der Mittelwertdifferenzen des Parameters Max. force für den Lauf von Probanden der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden im neutralen Laufschuh (EL) zwischen Labor und Feld ergab statistisch signifikante Unterschiede für die Kraftwerte in den Maskenfeldern des medialen Mittelfußes M3 (siehe Abb. 14), sowie in den Maskenfeldern des Vorfußes M5, M6, M5+M6 und M5+M6+M7 (siehe Abb. 15-18). Man erkennt, dass beim beschuhten Laufen während der Abstoßphase beim Laufen im Feld höhere Kraftwerte im Vorfußbereich entwickelt werden als während des Laufens auf dem Laufband (siehe M5, M6, M5+M6 und M5+M6+M7). Im Rückfußbereich gibt es kein erkennbares ähnliches Muster der Kraftentwicklung bezüglich der Unterschiede beim Laufen mit Laufschuhen im Freien und dem Laufen auf dem Laufband.

Beim direkten Vergleich des Messparameters Peak pressure für die Kontrollgruppe zeigten sich ebenfalls statistisch signifikant höhere Druckwerte für den Vorfußbereich in den entsprechenden Maskenfeldern M5, M6 und M7 sowie in den summierten Feldern M5+M6 und M5+M6+M7 (siehe Abb. 19-23). Man sieht, dass in der Abstoßphase während des Laufens im Freien höhere Drücke aufgebaut werden als beim Laufen im Labor auf dem Laufband.

In den nachfolgenden Abbildungen werden die signifikanten Unterschiede dargestellt:

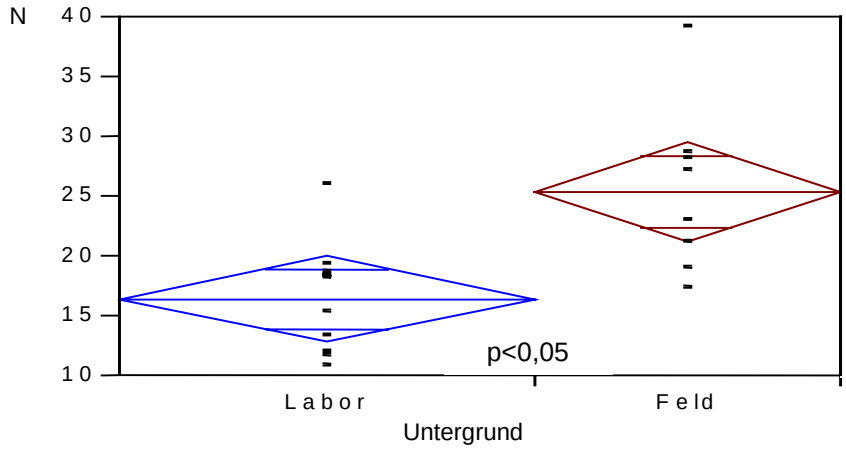

Abb. 14: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3

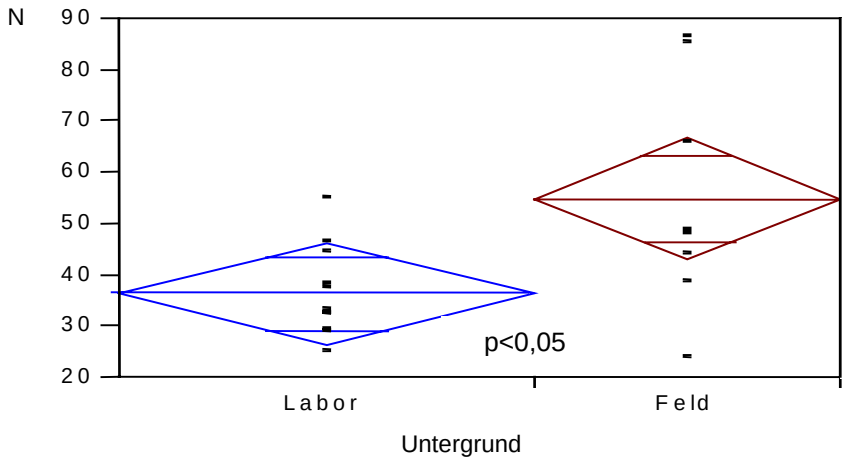

Abb. 15: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5

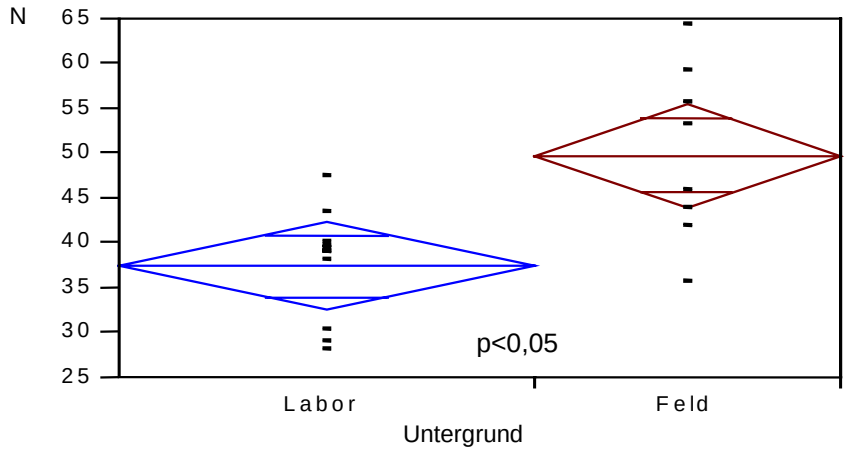

Abb. 16: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6

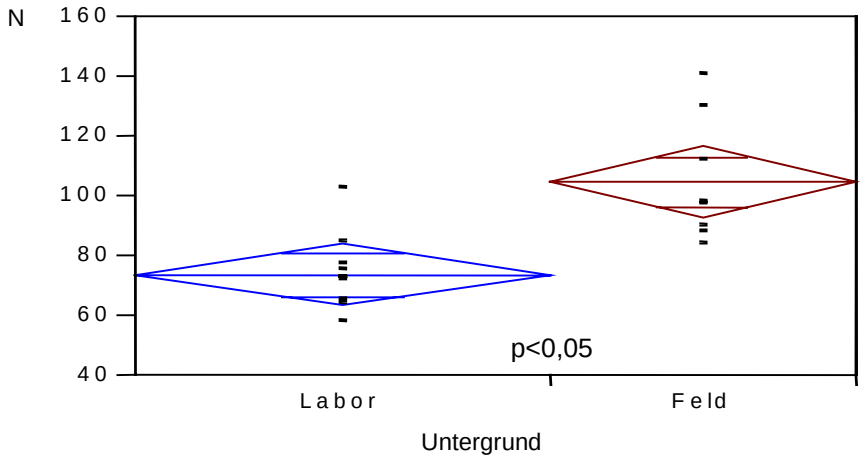

Abb. 17: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6

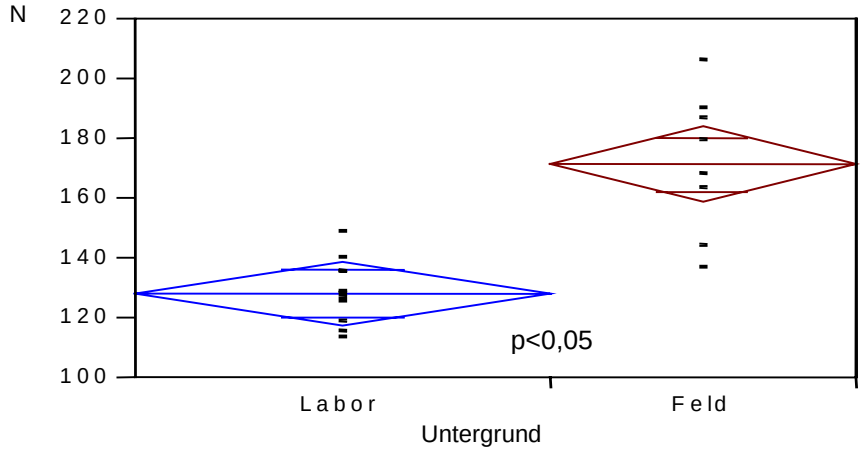

Abb. 18: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5+M6+M7

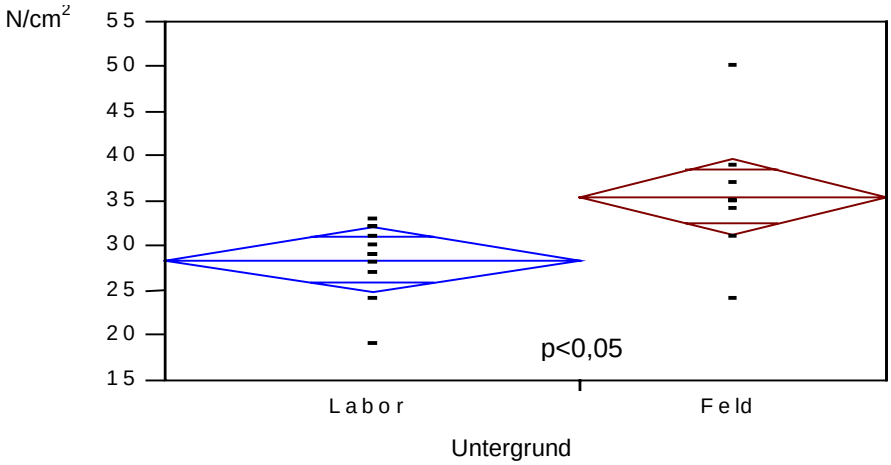

Abb. 19: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5

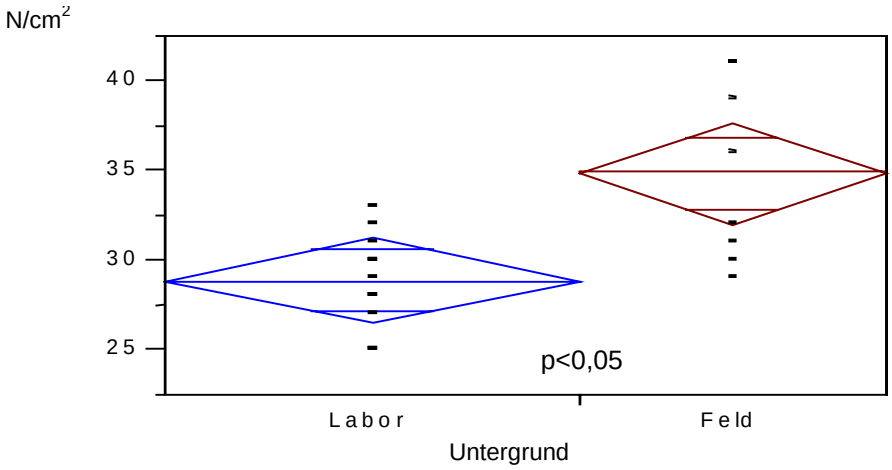

Abb. 20: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6

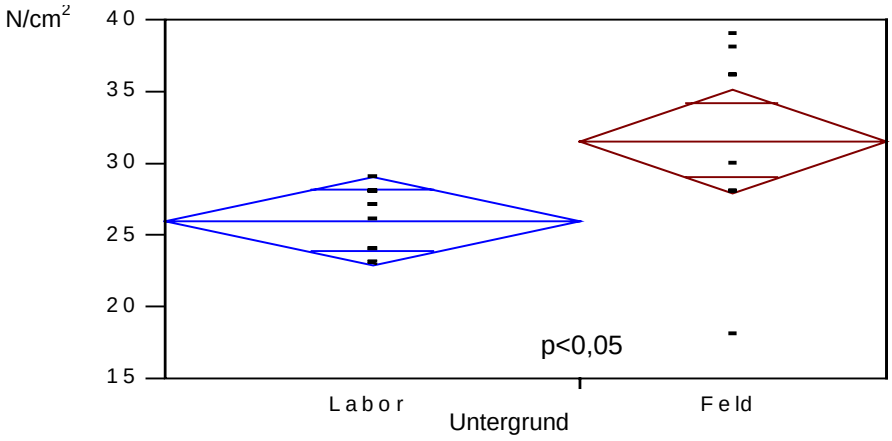

Abb. 21: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7

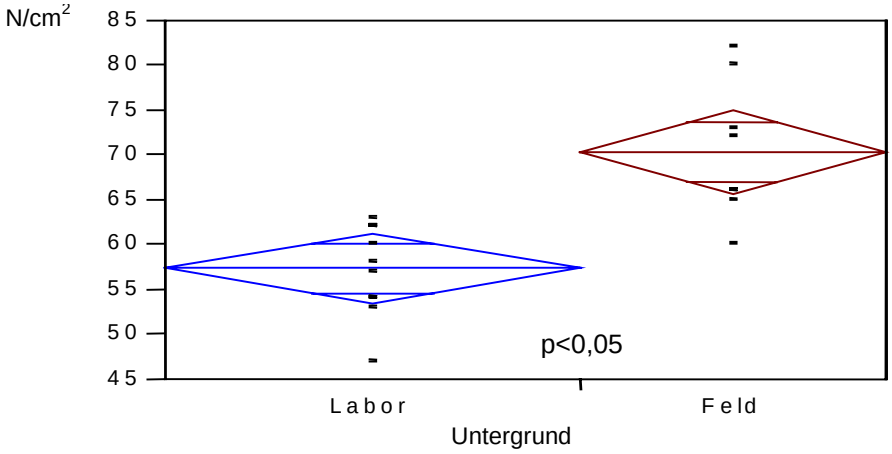

Abb. 22: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6

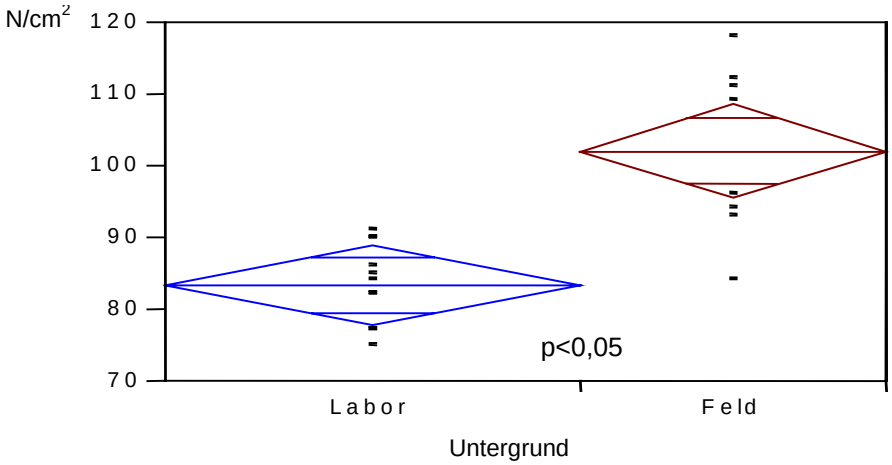

Abb. 23: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7

Achillodyniegruppe: Messparameter Max. force und Peak pressure

Bei der Untersuchung der Laufmuster der Probanden der Achillodyniegruppe (ADY) im neutralen Laufschuh (EL) auf dem Laufband und im Feld kamen signifikante Unterschiede der Mittelwertdifferenzen für den Messparameter Max. force in den Maskenfeldern M3, sowie in den summierten Feldern M1+M3 heraus (siehe Abb. 24+25). Achillessehnenpatienten erzeugen im medialen Rückfußbereich (M1+M3) beim Laufen im Feld signifikant höhere Kraftwerte als während des Laufbandlaufens. Im Vorfußbereich lassen sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der dort einwirkenden Kräfte beobachten.

Der Vergleich des Messparameters Peak pressure ergibt ein ähnliches Muster. Signifikante Unterschiede sieht man sowohl in den Maskenfeldern des Rückfußes, aber auch im Bereich des Mittelfußes und im Vorfußbereich. In den Maskenfeldern M3, M4, M5, M6 und M7 sowie in den summierten Feldern M1+M3, M2+M4, M5+M6 und M5+M6+M7 wurden im Vergleich der Laufmuster „drinnen vs. draußen“ signifikant höhere Drücke gemessen (siehe Abb. 26-34). Während des Laufens im Feld werden im nahezu gesamten Fußsohlenbereich höhere Drücke erzeugt als bei der Messung auf dem Laufband.

Nachfolgende Abbildungen zeigen die signifikanten Unterschiede:

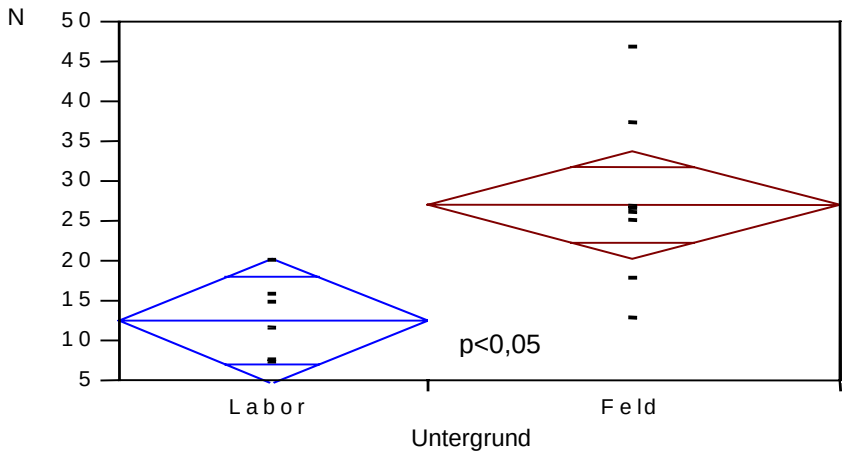

Abb. 24: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3

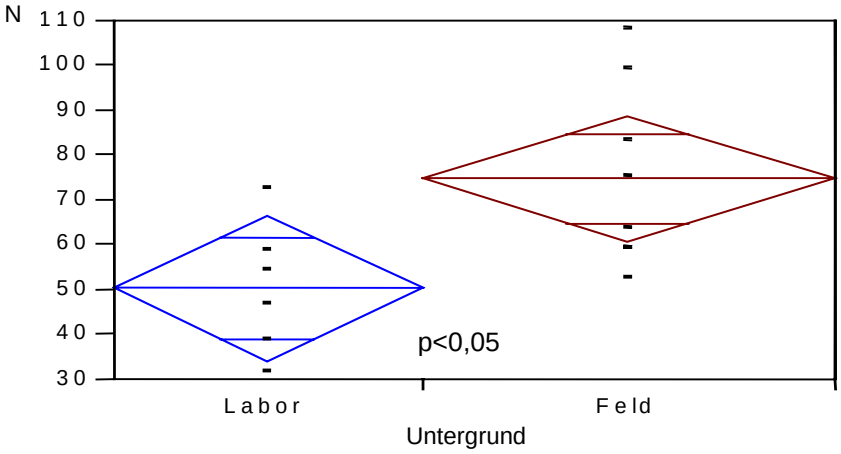

Abb. 25: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3

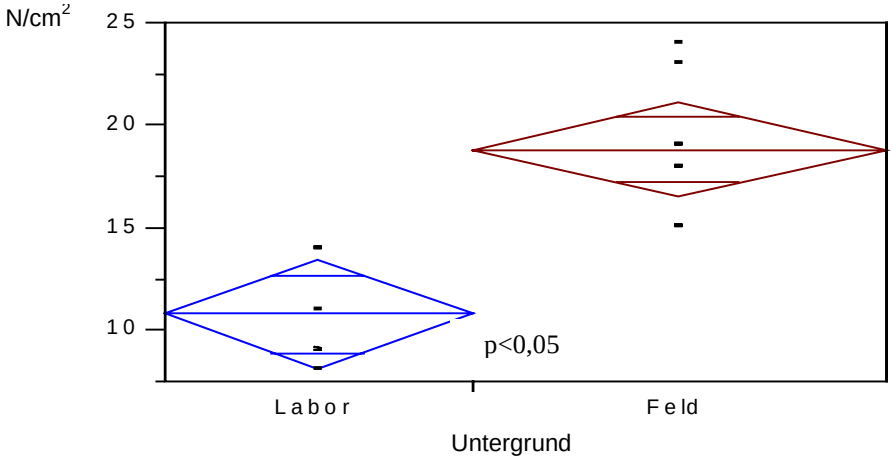

Abb. 26: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3

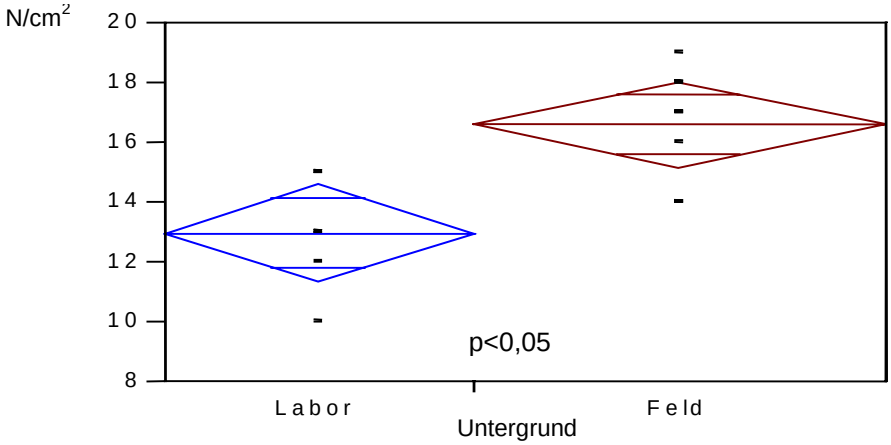

Abb. 27: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4

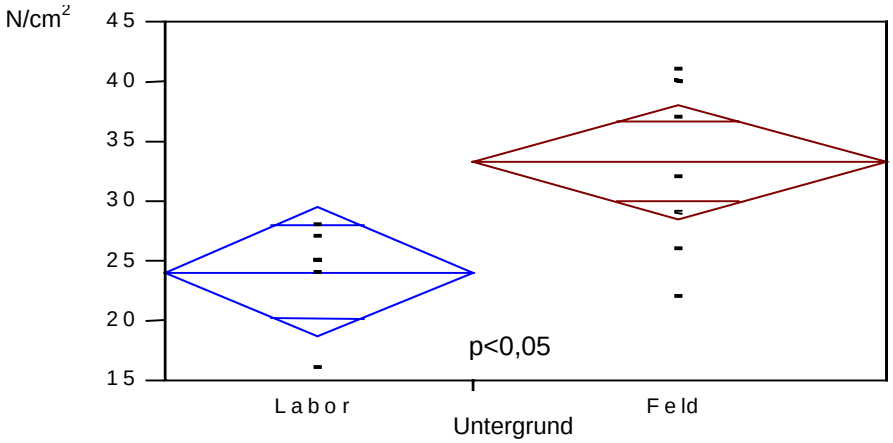

Abb. 28: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5

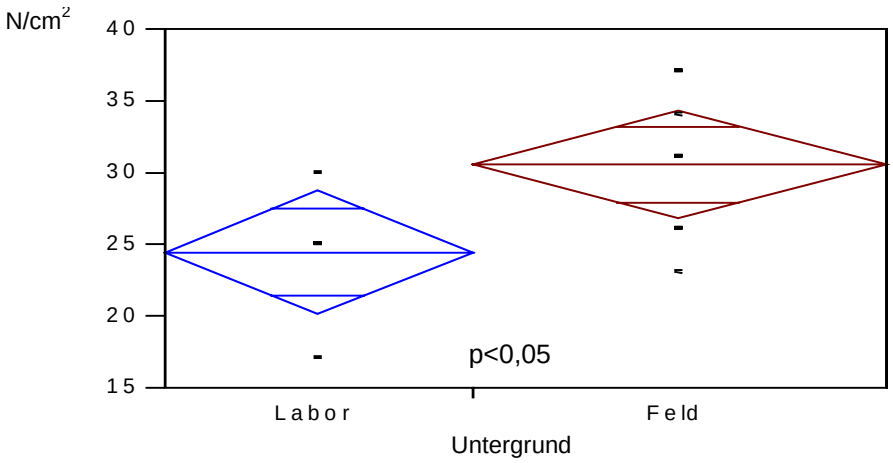

Abb. 29: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6

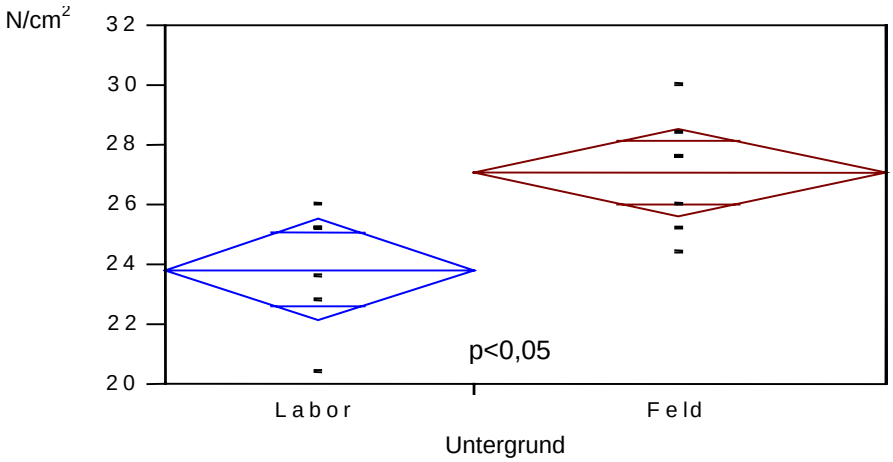

Abb. 30: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7

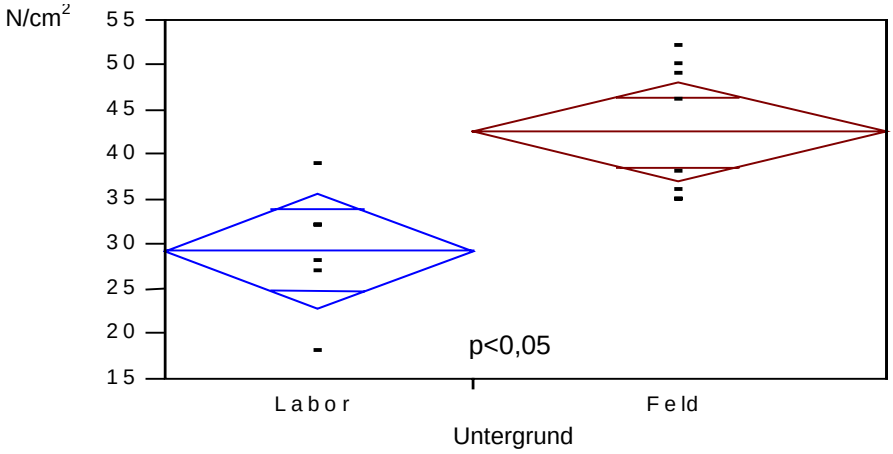

Abb. 31: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3

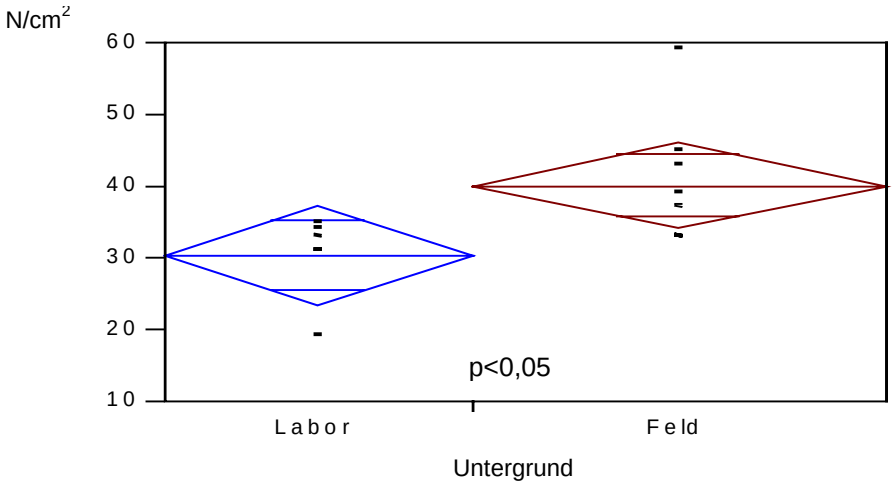

Abb. 32: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4

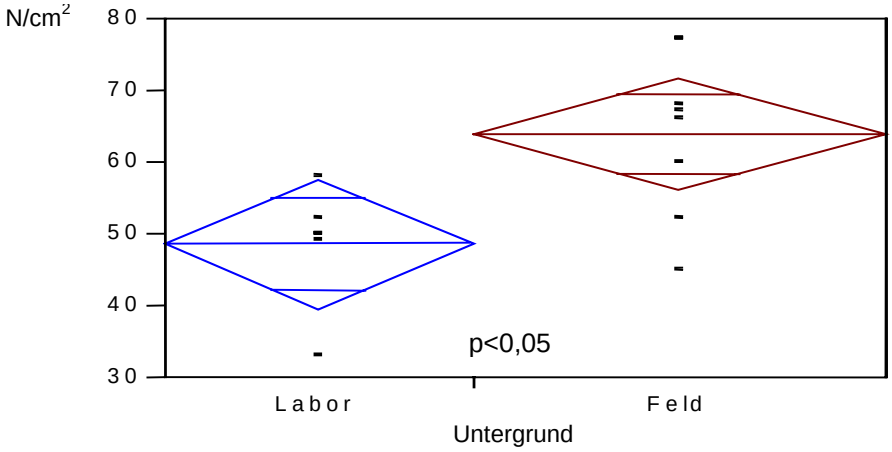

Abb. 33: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6

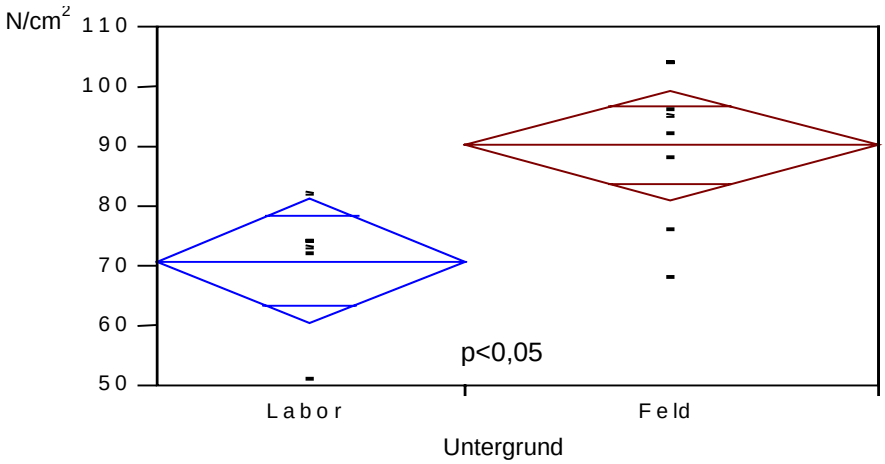

Abb. 34: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7

4.2.4 Zusammenfassung Fragestellung 2, Neutraler Laufschuh

Für den Lauf im neutralen Laufschuh (EL) lässt sich zusammenfassend sagen, dass es für Probanden der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden (KO) statistisch signifikante Unterschiede für den Messparameter Max. force in den Maskenfeldern der PRC-Maske M3, M5, M6 sowie in den summierten Maskenfeldern M5+M6 und M5+M6+M7 gibt.

Für den Messparameter Peak pressure gibt es statistisch signifikante Unterschiede in den Maskenfeldern M5, M6, M7 sowie in den summierten Maskenfeldern M5+M6 und M5+M6+M7.

Ebenso gibt es für Probanden der Achillodyniegruppe (ADY) statistisch signifikante Unterschiede für den Messparameter Max. force in den Maskenfeldern M3 sowie in den summierten Maskenfeldern M1+M3, und für den Messparameter Peak pressure für die Maskenfelder M3, M4, M5, M6 und M7 sowie in den summierten Maskenfeldern M1+M3, M2+M4, M5+M6 und M5+M6+M7.

Hierfür muss die statistische Nullhypothese H_20:

Es gibt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien

auf einem Testniveau von $p<0,05$ zugunsten der Alternativhypothese H_21:

Es gibt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien

für den Lauf im neutralen Laufschuh (EL) verworfen werden.

5. Diskussion der Ergebnisse

Zur Beantwortung der zweiten Fragestellung dieser Arbeit, ob es statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien gibt oder nicht, ist es zunächst von Bedeutung gewesen, die Zuverlässigkeit der Messungen der in den Studien verwendeten Messmethoden zu untersuchen. Nur so können eventuelle Unterschiede, die zwischen dem Laufen auf dem Laufband und dem Laufen im Feld gefunden werden, auch richtig interpretiert und gedeutet, und im richtigen Zusammenhang zueinander bewertet werden. Da unklar war, wie zuverlässig die verwendeten Meßsysteme arbeiten, wurde vorab die erste Fragestellung der Arbeit, ob es Unterschiede zwischen der Test-Retest-Variabilität (TRV) der Messungen auf dem Laufband und der TRV der Messungen im Feld gibt, gestellt. So wird zunächst im weiteren Text die Verlässlichkeit der verwendeten Meßmethoden analysiert und diskutiert, bevor dann im zweiten Abschnitt der Diskussion die einzelnen Ergebnisse erörtert werden.

5.1 Ergebnisse Teil A: Reliabilität der Druckparameter

Wie bereits in der Einleitung dieser Arbeit erwähnt, gibt es schon sehr lange den Wunsch, den Lauf und speziell das Abrollmuster des Menschen zu analysieren und darzustellen, um Fragestellungen, die z.B. dem Vorbeugen von Verletzungen dienen, beantworten zu können. In dieser Arbeit wird das Krankheitsbild der Achillessehne betrachtet, da diese Beschwerden in den Vordergrund der Laufkrankheiten gerückt sind (Fredericson, M. 1996; Jarvinen, M. 1992; Klein, J. & Tiling, T. 1991; Kvist, M. 1994; Lysholm, J. & Wiklander, J. 1987; Mayer, F. et al. 2000; Nigg, B. M. 1985; Smart, G. W. et al. 1980; Stacoff, A. et al. 1988). Da man davon ausgeht, dass die Überlastung und die auftretenden Kräfte während des Laufens zu den Hauptursachen von Achillessehnebeschwerden gehören (Biedert, R. 1991; Clement, D. B. et al. 1984; James, S. L. et al. 1978; Jarvinen, M. 1992; Kvist, M. 1994; Mayer, F. et al. 2000; Renstrom, P. & Johnson, R. J. 1985; Smart, G. W. et al. 1980) suchte man nach Untersuchungsmethoden und Messparameter, die das Laufen

objektiv beschreiben können. So hat sich die Methode der plantaren Druckverteilungsmessung als gängige Untersuchungsmethode etabliert (Mayer, F. et al. 2000; Nigg, B. M. 1985; Robbins, S. E. & Gouw, G. J. 1990; Stacoff, A. et al. 1988).

In der Literatur gibt es jedoch keine verlässlichen Angaben über die Zuverlässigkeit dieser Messmethoden. Einige Autoren beschreiben die Verlässlichkeit der Messmethoden sogar als unbefriedigend (Cappozzo, A. et al. 1996; Reinschmidt, C. et al. 1997). Daher musste zunächst die Test-Retest-Variabilität unserer Meßmethode untersucht und für die Interpretation der weiteren Ergebnisse mit in betracht gezogen werden. Zunächst werden, entsprechend der Fragestellung 1:

Es gibt keine Unterschiede zwischen der TRV der Messungen auf dem Laufband und der TRV der Messungen im Feld

die Ergebnisse für die Messparameter Max. force und Peak pressure betrachtet.

In der Studie sind zwei Messparameter verwendet worden, die Größe Max force, die die Summe aller einwirkenden Kräfte in der Maske während eines Abrollvorgangs wiedergibt, im gesamten Fuß genauso wie in den einzelnen Maskenfeldern, sowie die Größe Peak pressure, die den höchsten auftretenden Druck in einem Maskenfeld während des Abrollvorgangs beschreibt (siehe auch Methoden). Hierbei ist zu erwähnen, dass dieser Spitzendruck zeitlich und räumlich nicht näher zugeordnet werden kann. Zunächst soll noch einmal der Abrollvorgang bei Läufern während des Laufens beschrieben werden:

Als Laufzyklus wird der Zeitraum zwischen dem initialen Bodenkontakt eines Fußes bis zum nächsten Bodenkontakt desselben Fußes bezeichnet. Er wird in eine Stand- und eine Schwungphase unterteilt. Die Standphase lässt sich weiterhin in zwei Unterabschnitte unterteilen, ebenso wie sich die Schwungphase aus einer initialen und einer terminalen Schwungphase zusammensetzt. Am Anfang und am Ende der Schwungphase ist die Periode des „double float“, der Zeitraum in dem beide Füße in der Luft sind (Ounpuu, S. 1994).

Für den Parameter Max. force haben wir gesehen, dass sich die Test-Retest-Variabilität im Bereich des Vorfußes und der Zehen stark von der des Mittel- und Rückfußes unterscheidet, und zwar unabhängig ob beim Laufen auf dem Laufband oder im Feld. Die Werte für die TRV betragen für die Maskenfelder des Rückfußes M1und M2 zwischen 12 und 35 %, während im Zehenbereich, welcher den Feldern M8 bis M10 entspricht, die Werte zwischen 43 und 120% betragen. Ohne Signifikanzen berechnen zu können, erkennt man, dass hier die TRV- Werte 3 bis 4mal höher sind als im Rückfuß. Der Mittelfußbereich hat Werte, die zwischen den beiden Extremen liegen. Betrachtet man den Messparameter Peak pressure kommt man zu ähnlichen Ergebnissen. Auch hier sieht man dass im Zehenbereich die TRV- Werte mit 27 bis 100% höher sind als im Rückfuß, der Werte zwischen 12 und 37 % hat.

Sucht man nach Gründen für dieses Ergebnis müssen die einzelnen Zonen betrachtet werden. Betrachtet man die Anatomie des Fußes, so ist unschwer zu erkennen, dass im Bereich der Zehen die anatomische Variabilität am größten ist. Die Unterschiede der Zehen sind bei Menschen am größten. So können Zehendeformitäten wie Hammer- oder Krallenzehen, die zu knöchernen Strukturveränderungen führen oder als Folge von solchen entstehen können, je nachdem ob sie erworben oder angeboren sind, zu verschiedenen Sensorenbelastungen während des Laufens führen. Eine Einführung in die Anatomie des Fußes würde hier den Rahmen der Arbeit sprengen, so dass hier an dieser Stelle auf einschlägige Anatomielehrbücher- bzw. Atlanten verwiesen sei. Ein weiterer Grund für die erhöhte Test-Retest-Variabilität im Bereich der Zehen ist die Tatsache, dass dieser Bereich nur eine sehr kleine Fläche der Maskenfelder einnimmt. Während man im Maskenfeld M8 und M9 den Abrollabdruck der Großzehe und der zweiten Zehe erwarten kann, sieht es schon für das Maskenfeld M10 anders aus. In diesem Feld spiegelt sich der Abdruck der lateralen Zehen wieder, die meistens kleiner sind, so dass ein Großteil des Feldes während des Abrollens ohne Belastung bleibt. Dies belegen auch Angaben aus der Literatur, in der der Abrollvorgang anhand des Center of pressure beschrieben wird. Der Center of pressure (COP) beschreibt die Ganglinie des Abrollens. Er berechnet sich aus den Koordinaten der

Druckschwerpunkte für jeden Messzeitpunkt. So heißt es, dass zunächst der Läufer mit dem hinteren lateralen Bereich der Ferse auftrifft. Die Ganglinie läuft dann entlang der lateralen Fußkante bist zum Mittelfuß, wo sie dann weiter bis zum Mittelpunkt des Vorfußes verläuft um diesen dann zu kreuzen. Das Abstoßen erfolgt dann über den Bereich des medialen Vorfußes, anatomisch entsprechend den Metatarsalia 1 und 2 (Novacheck, T. F. 1998; Ounpuu, S. 1994). So ist es also nicht verwunderlich, dass im lateralen Vorfußbereich wenig Druck erzeugt wird. Betrachtet man nun auch die oben beschriebenen anatomischen Gegebenheiten für diesen Bereich, hat man eine mögliche Erklärung: schon geringe, zufällig auftretende Drücke während des Laufens in diesen Bereichen bei einzelnen Probanden, können die Variabilität enorm steigern, geht man davon aus, dass nicht alle Füße bezüglich Länge und Form gleich sind.

Die Tendenz einer größeren Variabilität des Laufbandlaufens für den Bereich des medialen Rück - und Mittelfußes für den Parameter Max force, welcher den Maskenfeldern M1 und M3 entspricht ist auf den ersten Blick etwas verwunderlich. Sucht man aber in der Literatur nach möglichen Ursachen dieses Phänomens, so stößt man auf Hinweise, dass viele Läufer ihren ursprünglichen Laufstil auf dem Laufband nicht beibehalten. So werden während einer Studie, die Benno Nigg 1995 durchgeführt hat, 8 von 22 Läufern von Rückfuß- zu Mittelfußläufern (Nigg, B. M. et al. 1995). Diese Änderung des Laufstils auf eine für Probanden nicht gewohnte Art, kann zu erhöhten Variabilitäten des Abrollmusters führen. Ein ungewohnter Laufuntergrund kann zu Unsicherheiten beim Auftreffen können. Diese Unsicherheit kann sich als erhöhte Variabilität darstellen. Geht man davon aus, dass der „normale Läufer“ mit der lateralen Ferse auftrifft, so trifft auch hier das oben beschriebene Phänomen zu, dass in Bereichen, in denen wenig Druck erzeugt wird, schon geringe Unterschiede zu höheren Variabilitäten der Messwerte führen kann.

Untersucht man das Verhalten der Test-Retest-Variabilität in bezug auf die Frage, ob es höhere Schwankungen während der Messungen auf der Tartanbahn als bei Messungen auf dem Laufband, kommt man zu dem Ergebnis, dass sich eine eindeutige Tendenz in Richtung höherer TRV- Werte

für Feldmessungen gibt. Eine Unterscheidung zwischen dem Laufen in Schuhen und dem Laufen ohne Schuhe ist bezüglich dieser Frage nicht zu sehen. Dabei fällt auf, dass das Muster, welches bereits beschrieben worden ist, nämlich eine höhere Variabilität im Zehenbereich, auch hier beobachtet wird. So sind die Unterschiede der TRV- Werte im Zehenbereich zwischen Laufband und Feld am deutlichsten in den Maskenfeldern M9 und M10 zu sehen, wo für den Parameter Max force die TRV im Feld fast den doppelten Wert hat wie die TRV im Labor. Der Grund für diese extreme Abweichung könnte, wie bereits angesprochen, in den anatomischen Begebenheiten, die den Zehenbereich charakterisieren, liegen. Im nächsten Abschnitt sollen die Gründe für dieses Ergebnis gesucht und diskutiert werden:

Sucht man in der Literatur, findet man nur wenige Studien die sich allgemein mit dem Vergleich von Laufen auf dem Laufband und Laufen im Feld befassen. Wenn man nun nach TRV- Vergleichen zwischen Labor und Feld mit den von uns verwendeten Messmethoden sucht, bleibt die Suche erfolglos. Deswegen muss man sich zunächst ganz allgemein die Unterschiede zwischen den Messungen draußen und den Messungen drinnen anschauen.

So soll zunächst der Lauf eines Probanden auf dem Laufband untersucht werden. Lemke et al. fanden bei ihren Untersuchungen heraus, dass es beim Laufen auf dem Laufband zu einer Modifikation des Laufstils kommt (Lemke, K. et al. 1995). So komme es zu einem Auftreten des Fußes vor dem Körperschwerpunkt des Läufers, und das Laufband zieht passiv den aufliegenden Fuß nach hinten. Während dieser Zeitperiode liegt der Fuß auf der Unterlage auf, eine Bewegung des Fußes ist minimiert oder sogar gar nicht vorhanden. Wendet man diese Theorie auf die TRV an, so kann dieses Ruhen des Fußes geringere Schwankungen als Folge haben. Eine Konsequenz dieser geringeren Schwankungen kann sich als niedrigere TRV äußern.

Ein weiterer Erklärungsansatz kann die Betrachtung der Bodenreaktionskräfte sein. Nigg kommt in einer seiner Arbeiten zu dem Schluss, dass während des Laufens auf dem Laufband die Variabilität der seitlichen Bewegung geringer ist als beim Laufen im Feld (Nigg, B. M. et al. 1995). Eine weitere Arbeit von Pink et al. aus dem Jahr 1994 kam ebenso zu dem Ergebnis, dass auf dem

Laufband weniger horizontale Bewegungen stattfinden als beim Laufen im Freien (Pink, M. et al. 1994).

Eine weitere Möglichkeit die gefundenen Ergebnisse in der TRV zu erklären ist die Beobachtung, dass einige Läufer auf dem Laufband ihren ursprünglichen Laufstil ändern (Nigg, B. M. et al. 1995). So verlagern Läufer ihren Auftreffpunkt vom Rückfuß in den Mittel- oder sogar Vorfußbereich. Geht man die Diskussion von psychologischer oder verhaltenstheoretischer Seite an, dann kann man sich vorstellen, dass die Probanden auf dem Laufband einen „unphysiologischen“ Laufstil entwickeln. Befragte Läufer gaben nach dem Laufen auf dem Laufband an, sie hätten das Gefühl, dass sie schneller gelaufen seien als tatsächlich (White, S. C. et al. 1998). Das könnte als ungewohntes Laufgefühl interpretiert werden. Denn, wie in der Literatur beschrieben, zieht die sich bewegende Plattform des Laufbandes den Fuß während des Auftreffens nach hinten, eine Bewegung, die alles andere als physiologisch bezeichnet werden kann (Pink, M. et al. 1994). Verfolgt man diesen Gedanken weiter, kommt man zu Schluss, dass sich die Probanden auf dem Laufband anstrengen müssen, um zu laufen, oder anders gesagt, sie müssen sich anstrengen um zum einen die Plattform zu treffen und gleichzeitig sich nicht aktiv nach vorne zu bewegen. Diese erhöhte Konzentration beim Laufen, die normalerweise beim freien Laufen im Feld nicht vorhanden ist, da der Mensch instinktiv ohne zu überlegen laufen kann, könnte zu stabileren Abrollmustern führen. Dies wiederum könnte sich als konstantere Kraft- und Druckentwicklung während des Laufens auf dem Laufband wiederspiegeln. Um diesen Begründungsversuch beweisen zu können, müssten parallel zu den Messungen von Bodenreaktionskräften auch eine elektromyographische Ableitung der Muskulatur der unteren Extremität erfolgen. Eine Gegenüberstellung der dann hervorgebrachten Ergebnisse könnte weiteres Licht ins Dunkel bringen.

Studien, die mit anderen Meßmethoden gearbeitet haben, und den Vergleich Feld vs. Laufband als Inhalt haben, geben Hinweise auf eine schlechte und unbefriedigende Validität und Reliabilität der Messmethoden. Einer dieser Autoren ist Reinschmidt. Allerdings muss erwähnt werden, dass eine andere Messapparatur verwendet wurde als in dieser Arbeit. Reinschmidt hat in seinen

Untersuchungen den Probanden kleine Pins in die Tibia eingebracht, um das Bewegungsausmaß des tibiokalkanearen Gelenks beobachten zu können. Anschließend sind die Probanden gelaufen und der Lauf wurde visuell dokumentiert (Reinschmidt, C. et al. 1997). Kernozek wiederum findet in seiner Studie, die sich mit der Belastung im Schuh während des Laufens auf dem Laufband auseinandersetzt, dass es brauchbare Ergebnisse mit „guter bis exzellenter“ Test-Retest-Variabilität gibt. Voraussetzung für gute und wiederholbare Ergebnisse sei aber eine kontrollierte Geschwindigkeit ohne viele Schwankungen (Kernozek, T. W. et al. 2000).

Als weiteres wichtiges Ergebnis der Studie ist aufgefallen, dass der Barfußlauf eine viel höhere Test-Retest-Variabilität hat als der Lauf im Laufschuh. Dabei sieht man für beide Messparameter die gleiche Tendenz. Die TRV- Werte liegen für den Barfußlauf teilweise um ein Vielfaches über der TRV des Laufens in Schuhen. Man erkennt jedoch auch die oben genannte Tendenz, dass im Zehenbereich die Variabilitäten am höchsten sind. Der Barfußlauf hat im Zehenbereich Werte zwischen 45 und 120%, der Schuhlauf zwischen 27 und 106%. Im restlichen Sohlenbereich zeigen sich die TRV- Werte für beide Messparameter deutlich niedriger. Bevor im weiteren Text versucht wird, diese Tendenzen zu erklären, soll zunächst noch einmal kurz auf die Kondition des Barfußlaufs eingegangen werden. Um den barfüssigen Lauf imitieren zu können, ist ein Gymnastikschuh mit einer dünnen Sohle ausgewählt worden. In diesen Gymnastikschuh ist dann die Meßsohle eingelegt worden, um die Abrolldrücke aufzuzeichnen. Hier könnte schon die erste Ursache liegen, weshalb die TRV beim Barfußlauf höher ist. Im Vergleich zum Schuh, der in der Regel fester und stabiler ist, ist die Gefahr groß, dass die Meßsohle nicht an den ursprünglich positionierten Ort bleibt. Da die Sohle an den Rändern flexibel ist, kann ein Einknicken der Meßsohle nicht zu hundert Prozent ausgeschlossen werden. Ebenso ist die Gefahr, dass die Sohle während des Laufens wegen der fehlenden rigiden Abgrenzung am Schuh hin und her bewegt wird, beim Gymnastikschuh höher als beim Laufschuh. Dieses „Hin und Her“- Bewegen der Sohle führt dazu, dass die verschiedenen Messbereiche nicht immer an der

Position sind, für die sie gedacht waren. Maskenfelder repräsentieren dann plötzlich anatomische Bereiche, die sie eigentlich nicht repräsentieren sollen. Verschiebt sich zum Beispiel die Sohle von dorsal nach ventral, so werden plötzlich die Maskenfelder des Mittelfußes beim Abstoßen mehr belastet, statt wie ursprünglich gedacht die Felder des Vorfußes. Da man nun aber nicht weiß, wann und wie weit diese Verschiebung der Sohle stattfindet, man also davon ausgehen muss, dass dieser Effekt zufällig auftritt, hat das eine Erhöhung der Test-Retest-Variabilität zur Folge.

Eine weitere mögliche Ursache der erhöhten TRV im Barfußlauf hängt damit zusammen, dass man als Läufer barfuß härter auftrifft. Da der Mensch mittlerweile das barfüßige Laufen verlernt hat und sein Fuß während des Laufens meist von Schuhen geschützt wird, ist die Muskulatur zunächst nicht auf einen durch die fehlende Dämpfung der Schuhe sich härter anfühlenden Laufuntergrund vorbereitet. Dass Schuhe den Fuß schützen, stützen und dämpfen ist in vielen Studien beschrieben worden (Andreasson, G. et al. 1986; Robbins, S. E. & Gouw, G. J. 1990; Stacoff, A. et al. 1988). Bei diesem Auftreffen entstehen zum einen höhere Drücke, gleichzeitig versucht der Läufer aber die Belastung von schmerzenden Zonen auf andere, weniger empfindliche Bereiche zu verschieben. Robbins berichtet in einer Arbeit aus dem Jahr 1990 von Läufern die versuchen, den Schmerz, der durch die Verformung des Gewebes beim Aufprall entsteht, von den empfindlichen Metatarsophalangealgelenken auf die weniger empfindlichen distalen Zehen zu verschieben (Robbins, S. E. & Gouw, G. J. 1990). Da man davon ausgehen muss, Dieses „Ausweichen“ geschieht reflexartig und ist nicht kontrollierbar und beeinflussbar. Eine Folge dieses Ausweichens ist eine Mehr bzw. Minderbelastung von Maskenfeldern. Da dies wie oben erwähnt unkontrolliert geschieht, können höhere Schwankungen in der TRV die Folge davon sein.

Betrachtet man nicht die Meßsohle als potentielle Fehlerquelle sondern den Fuß, so lässt sich die höhere TRV des Barfußlaufens ebenfalls erklären: ein Fuß, der fest im Schuh fixiert ist, hat wenig Möglichkeiten sich in der horizontalen Ebene zu bewegen und seine Position zu verändern. Auch hier kommen zwei der drei Elemente des Schuhs zu tragen: Schützen und Stützen

und Dämpfen. Das Element des Dämpfens spielt hier eine geringere Rolle. Wenn nun im Schuh der Fuß eine konstante Position beibehalten kann, so gibt es weniger Artefakte, die theoretisch durch das Hin- und Hergleiten des Fußes auf der Messsohle entstehen können. Und verfolgt man diesen Gedanken weiter, so bedeutet dies, dass mit weniger Artefakten auch ein konstanteres Abrollverhalten mit gleichmäßigeren Druckbildern die Folge ist. Dies wiederum spricht für eine geringere Test-Retest-Variabilität der Abrollmuster.

An dieser Stelle soll kurz ein Exkurs in die Untersuchungen erfolgen, die den Unterschied zwischen dem Laufen im Schuh und dem Barfußlauf beschreiben. Viele Autoren fanden heraus, dass beim Tragen von Schuhen Veränderungen stattfinden (De Wit, B. et al. 2000; Hennig, E. M. et al. 2000; McNair, P. J. et al. 1994; Nyska, M. et al. 1995). McNair et al. wiesen mit einem Accelerometer an der Tibia nach, dass die Spitzenbeschleunigung der Tibia barfuß größer ist als im Schuh (McNair, P. J. & Marshall, R. N. 1994). Als letzter Autor, der als Befürworter des Schuheinflusses auf das Laufmuster hier erwähnt werden soll, ist De Wit. Er behauptet, dass das Laufen barfuß durch eine signifikant höhere externe Belastung, eine höhere Beinsteifheit und einen flacheren Aufsatz des Fußes gekennzeichnet ist (De Wit, B. et al. 2000). Einige Autoren wiederum widersprechen dieser These. Stacoff et al setzten in ihren Studien den Probanden intrakortikale Pins in die Tibia und in den Calkaneus, um so zeigen zu können, dass mit dem Tragen eines Schuhs die Kinematik des Laufens nicht beeinflussbar ist.(Stacoff, A. et al. 2000). Man sieht also beispielhaft an diesen Aussagen, dass die Forscher unterschiedliche, ja sogar widersprüchliche Ansichten über den Einfluss von Schuhen auf das Laufmuster haben. Als Fazit lässt sich hier sagen, dass die Unterschiede in der Test-Retest-Variabilität zwischen dem Barfußlaufen und dem beschuhten Laufen durchaus nachvollziehbar sind, und durch allgemeine Unterschiede zwischen der zwei Laufformen unterstrichen werden kann.

5.2 Ergebnisse Teil B: Laufband vs. Feld

Die Frage, ob es statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Laufmustern bei Messungen auf dem Laufband und bei Messungen im Freien gibt, ist Bestandteil der zweiten Fragestellung dieser Arbeit. Die Problematik dieser, zunächst einfach klingenden Fragestellung, besteht darin, dass sie in viele Einzelfragen unterteilt ist. Wie im Kapitel 1.7 der Einleitung erwähnt, wird der Vergleich des Laufens auf dem Laufband und im Feld einmal mit Probanden mit und ohne Achillessehnenbeschwerden, sowie im beschuhten und barfüssigen Lauf durchgeführt. Auf die Begründung dieser Entscheidung, den Studienablauf so zu gestalten wird hier nicht erneut eingegangen. Zunächst sollen die Ergebnisse für den Barfußlauf und für den Lauf im Laufschuh diskutiert werden. Es wird darauf hingewiesen, dass der direkte Vergleich zwischen dem Barfußlauf und Laufschuhlauf nicht Bestandteil der Fragestellung war. Ein kurzer, prinzipieller Vergleich zwischen diesen beiden Konditionen ist vorherigen Kapitel mit dem Vergleich der Test-Retest-Variabilität erfolgt.

Aufgrund der Tatsache, dass sich bei den Untersuchungen für das Laufen im Schuh und den Barfußlauf ähnliche Ergebnisse bei den Signifikanzen herausstellten, werden beide Laufkonditionen zunächst gemeinsam betrachtet und diskutiert, um so Wiederholungen zu vermeiden. Auf die Bereiche, bei denen sich die Laufkonditionen voneinander unterscheiden, wird im Text besonders eingegangen. Auf die Bedeutung von Achillessehnenbeschwerden in dieser Fragestellung soll am Ende dieses Kapitels eingegangen werden.

5.2.1 Unterschiede in einzelnen Maskenfeldern

Die Betrachtung des Abrollschrittes von Probanden während des Laufens auf dem Laufband und während des freien Laufes im Feld bzw. auf der Tartanbahn ergab erwartungsgemäß signifikante Unterschiede. Es zeigt sich, dass im Feld die gemessenen Werte für die Bodenreaktionskräfte und die dazugehörigen Drücke signifikant höher sind als sie Werte für das Laufen auf dem Laufband. Da die gefundenen Tendenzen bei beiden Messparametern ähnlich waren, wird zunächst auf die Differenzierung in zwei Messparameter verzichtet. Später wird auf mögliche Ursachen für eine eventuelle Unterscheidung eingegangen.

Betrachtet man die signifikanten Unterschiede im Vergleich Labor vs. Feld, so fällt auf, dass sie sich auf die Sohlenbereiche des Rückfußes und des Vorfußes beziehen. Konkret sind es die Maskenfelder M1 bis M4 (Rückfuß, tlw. Mittelfuß), sowie M5 bis M7 (Vorfuß) die davon betroffen sind. Es stellt sich nun die Frage, warum gerade in diesen Feldern die Signifikanzen auftreten, und nicht, wie bereits im vorherigen Kapitel über TRV- Unterschiede, im Zehenbereich, welcher die größten Unterschiede aufwies. Eine erste Überlegung sollte sich mit den anatomischen Strukturen und den dazugehörigen Funktionen dieser Bereiche befassen. Grob lässt sich feststellen, dass v.a. die Bereiche des Auftretens (Rückfuß) und des Abstoßens (Vorfuß, v.a. medialer Vorfuß) vertreten sind. Diese Bereiche entsprechen der Anfangs- und der Endphase des Abrollvorgangs (Chan, C. W. & Rudins, A. 1994; Nuber, G. W. 1988; Thordarson, D. B. 1997). Betrachtet man die Kraftwerte in diesen Sohlenbereichen, so zeigt sich, dass die absoluten Werte für das Laufen im Feld nahezu doppelt so hoch sind als die Werte für das Laufband-Laufen. Auffallend ist, dass in den summierten Maskenfeldern die Unterschiede der absoluten Kraftwerte nicht ganz so deutlich sind. Eine mögliche Erklärung könnte die Tatsache sein, dass in den summierten Feldern die gemessenen Werte sich auf eine größere Fläche beziehen als die einzelnen Maskenfelder. Dies kann dazu führen, dass ein in einem Maskenfeld gemessener hoher Kraftwert durch einen niedrigeren Wert des nächsten Feldes relativiert wird. Die Folge davon kann zum einen ein Wegfall von Signifikanzen sein, wie am Beispiel des Messparameters Max. force für die Barfußkondition der Kontrollgruppe beispielhaft erläutert werden soll. In diesem Fall zeigt das Maskenfeld M2 einen signifikanten Unterschied wenn es allein betrachtet wird (siehe Abb. 11). Schaut man sich hingegen das summierte Maskenfeld M2+M4 an, so sind die dort gemessenen Unterschiede nicht statistisch signifikant. Die folgende Abbildung (siehe Abb. 35) stellt den direkten Vergleich mit der fehlenden Signifikanz als Abbildung dar.

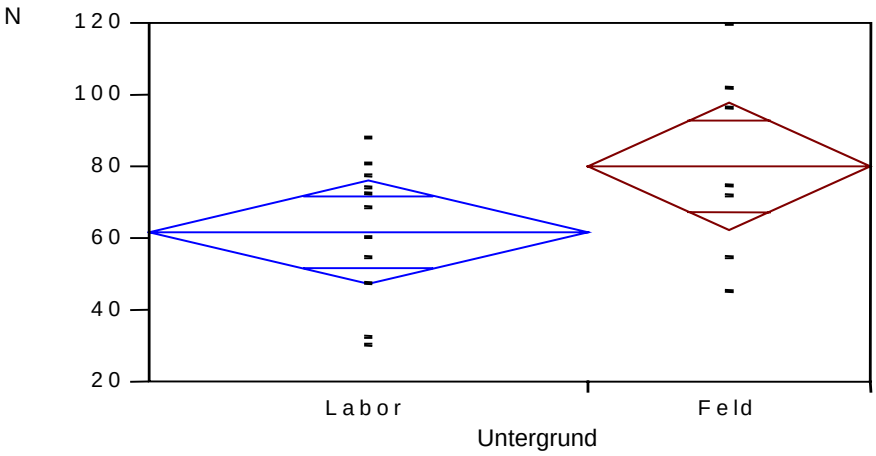

Abb. 35: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4

Das war die eine Folge, die beim addieren von Maskenfeldern resultieren kann. Genauso kann es aber auch zum umgekehrten Ergebnis kommen. Durch die Summation von Maskenfeldern und die dadurch resultierende Vergrößerung des betrachteten Abrollbereiches können Signifikanzen entstehen. Am deutlichsten zeigt sich das für den Messparameter Max force wiederum für den Barfußlauf der Kontrollgruppe. Die einzelnen Maskenfelder des Vorfußes M5 bis M7 zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede, wie die Abbildungen 36 – 38 zeigen.

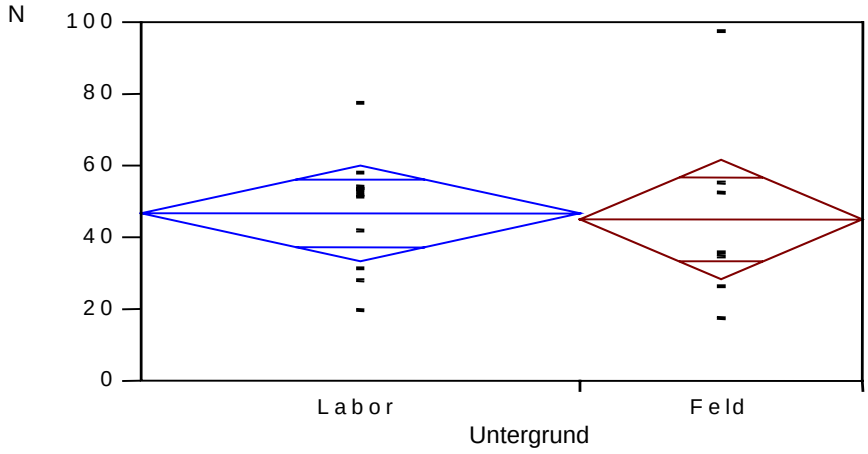

Abb. 36: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5

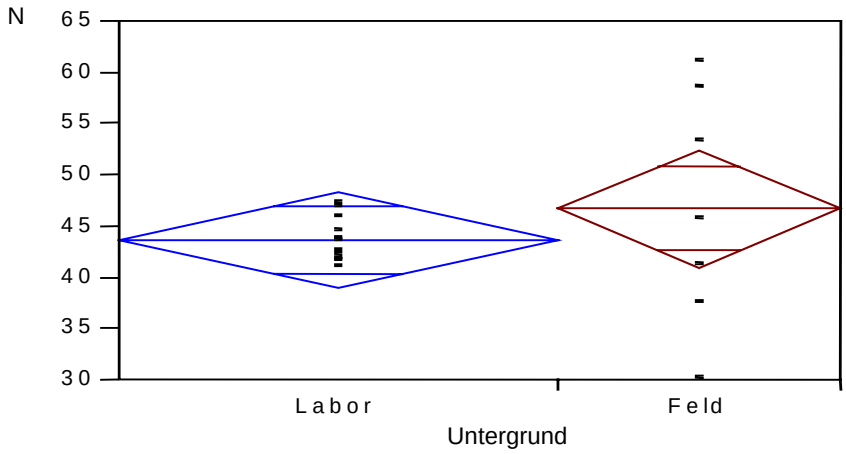

Abb. 37: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M6

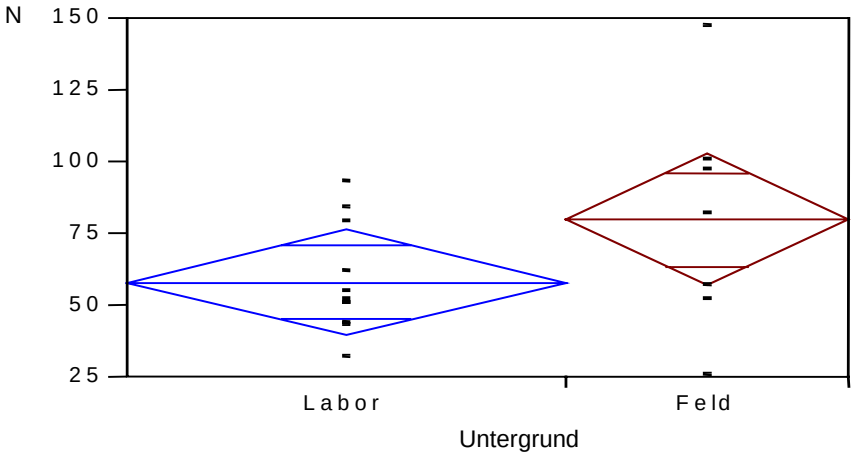

Abb. 38: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M7

Betrachtet man allerdings den summierten Bereich M5+M6+M7, so werden plötzlich signifikant höhere Kraftwerte für das Laufen im Feld gemessen (siehe Abb. 13). Auf die höheren Werte der Einzelfelder im Vergleich zu den summierten Feldern soll aber nicht weiter eingegangen werden, da dies für die Fragestellung keine große Bedeutung hat.

5.2.2 Mögliche Ursachen der Messwertunterschiede

Interessant wäre zu wissen, warum im Feld die Kraftwerte signifikant höher sind als auf dem Laufband. Im weiteren Verlauf der Diskussion soll nun diese Frage untersucht und erörtert werden. Hierzu soll zunächst in der bisherigen Forschungsgeschichte nach durchgeführten Untersuchungen gesucht werden, die sich mit dem Unterschied des Laufens auf dem Laufband und dem Laufen im Freien befasst haben. Wie bereits schon mehrmals im Laufe dieser Arbeit erwähnt, finden sich nahezu keine Studien in der Literatur mit einem identischen oder ähnlichen Aufbau und Design. Die gefundenen Studien, die hier zitiert werden, verwenden meistens die Videoanalyse zu Beschreibung des Laufes, oder aber sie arbeiten mittels Kraftmessplatten, auf die die Probanden auftreten. Gemeinsam kommen die Untersucher zum Schluß, dass es Unterschiede zwischen Feld und Laufband gibt, wobei jedoch nicht alle diese Unterschiede als signifikant bezeichnen. So sei die Unterstützung des Fußes während der Standphase auf dem Laufband größer als im Freien (Elliott, B. C. & Blanksby, B. A. 1976; Lemke, K. et al. 1995; Nelson, R. C. et al. 1972; Nigg, B. M. et al. 1995; Pink, M. et al. 1994). Hinzu kommt noch die Tatsache, dass im Gegensatz zum Laufen im Feld der Läufer seinen Fuß, bezogen auf den Körperschwerpunkt, weiter vorne aufsetzt. Anschließend wird der auf dem Laufband haftende Fuß wieder passiv vom Band nach hinten in Richtung des Schwerpunkts gezogen (Lemke, K. et al. 1995). Nigg fügt nach seiner Arbeit aus dem Jahre 1995 noch zusätzlich als Feststellung hinzu, dass die benötigte Energie, die gebraucht wird um den Körper nach vorne, d.h. in Richtung des Laufens zu bewegen auf dem Laufband geringer ist, weil eben wie oben beschrieben das Band den stabilen Fuß passiv in Richtung des Körperschwerpunktes zieht (Nigg, B. M. et al. 1995). Diese geringere Energie kann sich als verminderte Kraft- und Druckmesswerte während der Messungen manifestieren. Ein anderer wesentlicher Faktor für die verminderten Messwerte auf dem Laufband ist die Tatsache, dass der Laufuntergrund auf dem Laufband nicht stabil ist, sondern zum einen beweglich, und zum anderen meist gefedert ist. Diese fehlende Rigidität beim Auftreffen des Fußes auf die Unterlage führt dazu, dass während des Laufens draußen größere Kräfte und Drücke auf die

Meßsohlen auftreffen. Im Gegensatz zum Laufband, kann während des Laufens auf der Tartanbahn der Laufuntergrund nicht nachgeben. Die gesamte Kraft und der gesamte Druck muss vom Fuß aufgenommen werden und wird im Druckbild des Abrollschrittes wiedergegeben. Dieses beschriebene Phänomen der Federung des Schrittes könnte ein wesentlicher Faktor sein, weshalb die gemessenen Werte im Feld signifikant höher sind als auf dem Laufband im Labor unter kontrollierbaren Bedingungen. Ein weiteres Phänomen ist von White aus dem Jahre 1998 beschrieben worden. In seiner Studie wurden die Abrollvorgänge mit Kistler- Kraftmessplatten untersucht und die auftretenden Kräfte gemessen. Er fand heraus, dass die Spitzenkraftwerte auf dem Laufband geringer waren als im Feld. Laut White haben die Kraftwerte beim aktiven Abdrücken bzw. Abstoßen des Fußes am Ende der Standphase einen großen Anteil an diesem Ergebnis. Ein passives Zurückziehen des Fußes vermindere die Kraftwerte (White, S. C. et al. 1998). Ein weiterer Einfluss der Laufbänder auf das Laufen wurde ebenfalls in der oben erwähnten Studie von Nigg herausgefunden. Es wurde der Einfluss verschiedener Laufbänder auf den Laufstil untersucht. Die Untersucher kamen zum Ergebnis, dass vor allem beim Laufen auf kleinen, günstigeren Laufbändern die Wahrscheinlichkeit einer Laufstiländerung viel größer ist als beim Laufen auf großen, teuren Laufbändern, die insgesamt besser bewertet wurden (Nigg, B. M. et al. 1995). So würde sich der Laufstil vom Rückfußlauf auf Mittel und- Vorfußlaufen ändern.

Eine andere Gruppe von Forschern macht sich die elektromyographische Ableitung der Muskeln der unteren Extremität zu Nutzen, um so eventuelle Veränderung im EMG- Muster erkennen und objektivieren zu können. Van Ingen Schenau fand in einer ihrer Studien aus dem Jahre 1980 heraus, dass die Unterschiede, die zwischen Laufbandlauf und Feldlauf beobachtet werden, auf Unterschiede in Luftwiderstand basieren (van Ingen Schenau, G. J. 1980). Diese Behauptung von van Ingen Schenau kann auch ohne wissenschaftliche Grundlage erklärt werden. Man kann davon ausgehen, dass im Labor unter kontrollierbaren Bedingungen der Luftwiderstand minimal ist und vor allem keinen äußeren Umwelteinflüssen ausgesetzt ist. Ob aber dieser Unterschied

zu höheren Druckwerten führt sei dahingestellt. Eine andere Studie von Baur aus dem Jahr 2000, in welcher die muskuläre Aktivität während des Laufens auf dem Laufband und im Feld untersucht wurden kam zum Schluss, dass die muskuläre Koordination sich auf dem Laufband verglichen mit der des Feldlaufens ändert. Er fand heraus, dass auf dem Laufband der M. peroneus, welcher als Hauptstabilisator des Sprunggelenkes bekannt ist, früher und länger aktiv ist als während des Laufens im Feld. Dies kann als übervorsichtiges Verhalten während des Laufens bei relativ ungewohntem Laufuntergrund gedeutet werden (Wank, V. et al. 1998). Versucht man diese Resultate auf die plantare Druckverteilungsmessung anzuwenden, so könnte die oben genannte Vorsicht beim Auftreten zu niedrigeren Druck- und Kraftwerten führen. Beweise für diese Behauptung sind in der Literatur leider keine zu finden.

5.2.3 Einfluss der Schuhe auf die Signifikanzen

Nachdem nun die Unterschiede des Laufens Labor vs. Feld diskutiert wurden und versucht wurde mögliche Ursachen zu finden, soll in diesem Kapitel zusätzlich der Einfluss von Laufschuhen erörtert werden. Es sollen die Laufmuster des Laufens im Laufschuh und des Barfußlaufs mit den entsprechenden Ergebnissen angeschaut und mögliche Ursachen für eventuelle signifikante Unterschiede diskutiert werden. Ein direkter Vergleich von Laufschuh und Barfußlauf soll nicht durchgeführt werden. Betrachtet man die Labor- vs.- Feld- Ergebnisse im Vergleich der beschuhten Läufer, so fällt auf, dass es insgesamt mehr Signifikanzen gibt als bei denselben Läufern, wenn sie barfuß gelaufen sind. Konkret sind es 21 signifikante Vergleichswerte im Gegensatz zu nur 4 Signifikanzen in der Barfußgruppe. Darüber hinaus fällt auf, dass es für den Messparameter Peak pressure keine signifikanten Unterschiede gibt. Untersucht man die Maskenfelder in denen die Signifikanzen im Barfußlauf aufgetreten sind, so erkennt man dass hauptsächlich die Region des Rückfußes repräsentiert wird. Im Laufschuh hingegen ist der Vorfuß die Hauptregion der signifikanten Unterschiede. Dieses Phänomen scheint zunächst paradox, da man eigentlich davon ausgehen muss, dass der fehlende Halt und die fehlende Stabilität im Gymnastikschuh zu erhöhten Signifikanzen

führen müssten. Ein ähnliches Phänomen ist ja schon bei der Diskussion der TRV- Unterschiede im vorherigen Kapitel erörtert worden. Eine mögliche, wenn auch mit der bisherigen Literatur nicht belegbare Begründung könnte die Tatsache sein, dass die Test-Retest-Variabilität während des Barfußlaufens höher war als während des Laufens im Laufschuh. Eben diese oben erwähnte fehlende Stabilität könnte der Grund sein, dass es weniger signifikante Unterschiede zwischen drinnen und draußen gibt. Geht man davon aus, dass es stabiler Werte bedarf um einen signifikanten Unterschied zwischen zwei Messungen zu sehen, so kann die breite Streuung der gemessenen Druck -und Kraftwerte bei den Abrollschritten des Barfußlaufs ein Grund dafür sein. Umgekehrt führen die äußere Stabilisierung und Stützung des Fußes durch den Laufschuh zu stabileren und weniger variablen Druckwerte. Diese höhere Konstanz beim Laufen und die äußere Stabilisierung des Abrollschrittes durch den Laufschuh führt zu einer weit geringeren Streuung der Messwerte als barfuß. So können mögliche existierende signifikante Unterschiede eher entdeckt und objektiviert werden, um anschließend graphisch dargestellt zu werden.

5.2.4 Einfluss von Achillodynie auf den Unterschied Labor vs. Feld

Als nächstes soll nun der Einfluss von Achillessehnbeschwerden auf das Laufverhalten beim Laufen auf dem Laufband und im Feld diskutiert werden. Es stellt sich die Frage, ob Achillodyniepatienten ihr Laufmuster im Vergleich zu gesunden Probanden eher ändern, wenn sie statt auf dem Laufband auf der Tartanbahn laufen. Der direkte Vergleich von kranken Läufern mit gesunden Probanden soll hier nicht diskutiert werden, da diese Frage kein Bestandteil der Fragestellung war. Schaut man sich die Ergebnisse mit den dazugehörigen Maskenfeldern an, fällt zunächst auf, dass für den Barfußlauf im Vergleich Labor vs. Feld in der Achillodyniegruppe keine signifikanten Unterschiede der Messwerte gefunden wurden, weder für den Messparameter Peak pressure noch für den Parameter Max. force. Die Kontrollgruppe hingegen zeigt für den Vergleich der Laufmuster signifikante Unterschiede in den Maskenfeldern M1 und M2, sowie in den summierten Feldern M1+M3 und M5+M6+M7. Betrachtet

man die kranken Probanden im Lauf mit dem Laufschuh, so erkennt man mehr signifikante Unterschiede. Betrachtet man die Regionen in denen die Signifikanzen auftreten differenziert, so sieht man, dass die Achillodynieprobanden im Gegensatz zu den Läufern der Kontrollgruppe auch im Rückfuß signifikante Unterschiede zeigen. Vor allem im Vergleich zum Barfußlauf ist dieses Phänomen sehr deutlich zu erkennen. Während dort, wie oben erwähnt, kein einziger signifikanter Unterschied zu sehen ist, ist dies im beschuhten Laufen anders. Sucht man in der einschlägigen Literatur nach ähnlichen Ergebnissen so findet man leider nichts brauchbares. Um diese Unterschiede verstehen zu können, ist es sinnvoll sich noch einmal die Folgen der Achillodynie auf das Laufmuster zu verdeutlichen. Passive Kraftspitzen sind oft Ursache von Beschwerden am Bewegungsapparat (Segesser, B. & Nigg, B. M. 1980). Schmerzen im Bereich der Achillessehne führen zu einer Schonung dieser Region. Läufer mit Beschwerden versuchen beim Laufen die schmerzenden Stellen zu entlasten. Dies kann zu einer Verschiebung des Auftreffpunktes vom Rückfuß in Richtung Mittel- bzw. Vorfuß führen. Man kann sich leicht vorstellen, dass ein Achillodynieproband, der sowieso Schmerzen beim Auftreffen seines Fußes auf den Laufuntergrund hat, versuchen wird, die empfindliche Zone zu schonen. Muss dieser Proband nun noch zusätzlich barfuß laufen, was an sich schon ein ungewohntes Laufgefühl ist, so sind die Belastungen beim Auftreffen größer, da die Dämpfung und Stabilisierung im Fersenbereich fehlen (Andreasson, G. & Peterson, L. 1986; Gross, M. L. et al. 1993; Hintermann, B. & Nigg, B. M. 1998; Smart, G. W. et al. 1980; Stacoff, A. et al. 1988). So verwundert es nicht, dass keine signifikanten Unterschiede im Laufmustervergleich während des Barfußlaufs festgestellt werden konnten. Durch die Minderbelastung des Rückfußes bei fehlender Dämpfung sind die gemessenen Werte zufällig und nicht konstant, daher auch weit gestreuter. Die breitere Streuung führt aus den oben bereits schon erwähnten Gründen zu weniger bzw. zu keinen statistisch signifikanten Unterschieden. Anders im Schuh. Durch das Vorhandensein des Laufschuhs bekommt die Achillessehne einen Schutz bzw. eine Stabilität. Zusätzlich kommt noch die Dämpfung der Schuhsohle hinzu. Das alles zusammen lässt auch den Läufer mit

Achillessehnenbeschwerden „normal“ laufen, er kann beim Auftreffen auf den Laufuntergrund die Achillessehne stärker belasten, sodass sich sein Laufstil sich dem eines gesunden Läufers nähern kann. Eine ausführliche Diskussion über das „normale“ Laufen und der Einfluss des Schuhes auf das Laufmuster kann in der bisherigen Literatur gefunden werden. Eine Diskussion dieses Themas an dieser Stelle würde den Rahmen dieser Arbeit enorm sprengen. Beispielhaft sollen zwei Autoren genannt werden, die sich mit dieser Fragestellung befasst haben. Steven E. Robbins untersuchte den Einfluss von Schuhen auf Beschwerden bei Läufern, Alex Stacoff versuchte in einer Arbeit den Einfluss verschiedener Schuhkonstruktionen auf Sportverletzungen zu finden (Robbins, S. E. & Gouw, G. J. 1990; Stacoff, A. et al. 1988).

5.2.5 Einfluss der TRV auf die Ergebnisse

Nachdem nun die einzelnen Einflüsse in den vorherigen Kapiteln diskutiert wurden und mögliche Ursachen für die gefundenen Ergebnisse diskutiert worden sind, soll nun im nächsten Abschnitt die Bewertung der als signifikant gesehenen Unterschiede unter Berücksichtigung der TRV durchgeführt werden. Anders gefragt: Sind die signifikanten Unterschiede wirklich signifikant, wenn man die Test-Retest-Variabilität der einzelnen Messungen mitberücksichtigt?

Dazu sollte man zunächst die TRV- Werte betrachten. In den Maskenfeldern des Zehenbereiches sieht man, dass die Werte für die Test-Retest-Variabilität mit 50 bis 120% enorm hoch sind. Auf die Gründe, die bereits weiter oben erläutert wurden, soll hier nicht noch einmal eingegangen werden. Die Unterschiede, die hier hätten resultieren müssen, müssten also die TRV- Werte übersteigen. Im Zehenbereich trifft das nicht zu.

Schaut man sich nun den Vorfuß an, sieht das ganze etwas anders aus. Für die Läufe auf dem Laufband betragen die Werte zwischen 9 und 35%, für die Werte während des Laufens auf der Tartanbahn zwischen 20 und 60%. Für den Rückfußbereich kann man zusammenfassend sagen, dass sich die TRV- Werte zwischen 12 und 35% bewegen. Auch hier gilt, dass die Unterschiede in den Druck und Kraftwerten des Abrollschrittes im Vergleich Labor vs. Feld höher sein müssten, um hundertprozentig signifikant zu sein. Betrachtet man die

graphischen Darstellungen der Ergebnisse (Abb. 10 –34), sieht man, dass die Mittelwerte der Messwerte sich meisten nur um knapp 50% unterscheiden, oft sogar weniger. Als Fazit kann man also sagen, dass die signifikanten Unterschiede, die vorher diskutiert wurden, unter Berücksichtigung der TRV-Werte nur bedingt signifikant sind.

5.3 Diskussion der anthropometrischen Daten

In diesem Kapitel soll untersucht werden, ob die einzelnen Charakteristika der Probanden bzw. des Probandenkollektivs auf einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Die gesamten anthropometrischen Daten können den Tabellen 1 bis 3 des Kapitels 2.2 entnommen werden. Bevor die Betrachtung der Kontrollgruppe und der Achillodyniegruppe im einzelnen erfolgt, soll zunächst das gesamte Probandenkollektiv genauer untersucht werden. Es fällt auf, dass die Probanden der Laborstudie mit 37,7±8,4 Jahren etwas jünger sind als während der Feldstudie mit 39,6±8,7 Jahren. Ebenso sind die Feldstudienprobanden einen Zentimeter größer. Vergleicht man das Laufpensum der Probanden, so sind das während der Laborstudie 46,0±21,5 km / Woche, einige Zeit später während der Feldstudie nimmt die gelaufene Kilometerzahl auf 41,6±21,9 km / Woche leicht ab.

Interessant wird jedoch die Betrachtung der einzelnen Gruppen.

In der Literatur finden sich Hinweise dafür, dass Sportverletzungen mit erhöhtem Körpergewicht und Körpergröße korrelieren (Kvist, M. 1994). Betrachtet man unser Probandenkollektiv mit Achillessehnenbeschwerden so sehen wir dass bezüglich des Körpergewichtes kein großer Unterschied zu sehen ist. Vergleicht man allerdings die Körpergröße, so zeigt sich in unserer Studie gegenteiliges. Unsere Achillodynieprobanden sind im Durchschnitt bis zu zwei Kilogramm leichter als die gesunden Läufer der Kontrollgruppe.

Eine weiterer wichtiger Aspekt ist der Vergleich des Alters der Probanden mit und ohne Achillessehnenbeschwerden. Laut Literatur korreliert ein höheres Lebensalter mit eine erhöhten Wahrscheinlichkeit für Beschwerden im Bereich der Achillessehne. Ein Grund dafür ist die verminderte Durchblutung des Sehnengewebes sowie die abnehmende Elastizität des Gewebes (Kvist, M.

1994; Marti, B. et al. 1988). Vergleicht man die Probanden unserer Studie, so lässt sich dies bestätigen. Die Probanden mit Beschwerden sind im Durchschnitt über 40 Jahre alt, während die der Kontrollgruppe durchschnittlich 35 Jahre alt sind. Gleiches gilt auch für das durchschnittlich gelaufene Pensum pro Woche. Eine höhere Kilometeranzahl pro Woche erhöht das Risiko für Beschwerden und Verletzungen. In der „Berner Grand Prix Studie“ aus dem Jahre 1984 von Marti kam als ein Ergebnis heraus, dass es einen klaren positiven Zusammenhang zwischen dem wöchentlichen Laufpensum und der Anzahl der Verletzungen sowie den ärztlichen Konsultationen gibt. Ein wöchentliches Laufpensum von mehr als 20 km in der Woche erhöhe die Verletzungswahrscheinlichkeit um 50% (Marti, B. et al. 1988). In der hier gezeigten Studie absolvieren die Probanden mit Beschwerden im Durchschnitt mehr Kilometer in der Woche als ihre gesunden Laufkollegen. Die Frage, ob diese Unterschiede signifikant sind oder nicht, kann hier leider nicht beantwortet werden.

5.4 Diskussion der Messmethoden

Die nun folgende Diskussion soll sich mit den allgemeinen Vor- und Nachteilen der plantaren Druckverteilungsmessung befassen. Eine ausführliche Diskussion der verwendeten Methoden, der Test-Retest-Variabilitäten und den damit verbundenen Ursachen höherer Werte ist bereits in Kapitel 5.1 erfolgt.

Die plantare Druckverteilungsmessung erfreut sich in den letzten Jahren immer größer Beliebtheit. Vor allem von Klinikern wird diese Methoden als diagnostisches Mittel verwendet, um Fußdeformitäten zu erkennen. Aber auch in der Therapie solcher Fußdeformitäten, z.B. durch Einlagen und in der Vorbeugung von diabetischen Ulzera hat sich die Pedographie als probates Mittel erwiesen und bewährt (Drerup, B. et al. 2000). Ursprünglich bediente man sich der stationären Messung der auftretenden Kräfte durch Messplatten, die auf dem Boden befestigt waren. Ein Nachteil dieses Verfahrens war die Tatsache, dass sie laufenden Probanden die Druckmessplatte genau treffen mussten, ein oft großes Problem, welches die einzelnen Studien unnötig zeitlich und aufwandsmäßig verlängerte. Abhilfe schafften die neuen Systeme, die mit

Einlegesohlen arbeiteten. Nun war es möglich, den Abrollschritt unabhängig vom Laufuntergrund darzustellen. Ein weiterer großer Vorteil war die Möglichkeit, mehrere Schritte nacheinander ohne Unterbrechung darzustellen (Milani, T. L. et al. 2000). Allerdings ist dieser Luxus des mobilen Messens von Drücken mit einer Verminderung der Sensoren pro Quadratzentimeter im Vergleich zu den stationären Druckmessplatten erkauft worden.

Sucht man in der verfügbaren Literatur nach Arbeiten, die sich mit der Reliabilität des von uns verwendeten Meßsystems auseinandergesetzt haben, so lässt sich wenig finden. Ausnahmslos kommen aber die Forscher zu dem Schluß, dass es einer hohen Anzahl von Einzelschritten zur Mittelung bedarf, um eine ausreichende Reliabilität zu erhalten. Kernozek untersuchte in einer Studie die Reliabilität des von uns verwendeten PEDAR- Meßsystems. Er kam zu dem Ergebnis, dass es mindestens 9 Schritte bedarf, um exzellente Werte für die Reliabilität zu erhalten (Kernozek, T. W. et al. 1996). Dies ist in unserer Arbeit durch die gewählten und festgelegten Einschlusskriterien gewährleistet.

Ein weiterer Nachteil des benutzten PEDAR- Meßsystems ist praktisch-ökonomischer Natur. Es handelt sich um den Materialverschleiß und–verbrauch und den damit verbundenen Kosten.

Insgesamt ist jedoch das PEDAR- Meßsystem, wenn man die möglichen Fehlerquellen, die in Kapitel 5.1 diskutiert wurden kennt und minimiert, eine gute, reliable Methode um den Abrollvorgang beim Laufen dynamisch darzustellen.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Die vermehrte Beliebtheit des Sports im Allgemeinen und des Laufsports im engeren Sinne aufgrund der vielen positiven Auswirkungen des regelmäßigen Bewegens auf Körper und Geist führte in den letzten Jahren zu einer enormen Zunahme von Verletzungen des Bewegungsapparats. Diese Entwicklung hatte unter anderem zur Folge, dass sich Forschung und Industrie immer mehr mit der Prävention und Behandlung von Verletzungen und chronischen Beschwerden auseinandergesetzt hat. Es wurde intensiv nach Gründen gesucht, weshalb die Prävalenz von Achillessehnenbeschwerden so hoch war. Erwartungsgemäß kam man zu dem Schluss, dass die Achillodynie, wie das Gesamtbild der Beschwerden im bereich der Achillessehne seit 1893 von Albert genannt wird, ein multifaktorielles Beschwerdebild ist. Falsche Trainingsmethoden, zu hohe Intensität des Trainings, Bergauflaufen und zu kurze Erholungspausen sind nur einige der potentiellen äußeren Ursachen die zu Schmerzen führen können. Nicht zu vernachlässigen sind die angeborenen, individuellen Prädispositionen, gegen die man in aller Regel nichts unternehmen kann, und die sich wissenschaftlich auch nicht erklären lassen. Nur so kann man das Phänomen erklären, dass einige Läufer trotz massiver Belastung der Achillessehne keine Achillodynie bekommen, bei Anderen jedoch schon geringste Überbeanspruchungen einen Trainingsstop verursachen können.

Die parallel dazu fortschreitende Entwicklung der stationären Laufbänder und vor allem deren breite Verfügbarkeit, führte zu einem Boom der Untersuchungen am laufenden Athleten, um weitere Erkenntnisse bezüglich Laufverletzungen zu erhalten. Die große Beliebtheit von Laufbändern war zum großen Teil ein Verdienst der vielen Fitnessclubs und Trainingsstudios, in denen die Freizeitsportler unabhängig von äußeren Witterungsbedingungen zu allen Tageszeiten ihre Kilometer haben absolvieren können. Es entwickelten sich zwei große Richtungen der Forschungsansätze, die sich in den verwendeten Methoden unterschieden haben. Eine große Gruppe versuchte mit Hilfe von Film und Video und aufgeklebten Markern auf Füßen und Schuhen die Laufbewegung in ihren einzelnen Phasen zu beschreiben und darzustellen. Die

andere große Gruppe bediente sich der Kraft- und Druckmessungsmethode um die Abrollschritte darstellen zu können. Beide Methoden haben Vor- und Nachteile. So ist bekannt, dass sich die Marker während des Laufens verschieben können, und somit die Ursprünglich gewollte anatomische Region nicht richtig wiedergeben. Zudem ist durch die Filmanalyse, die zwar oft als dreidimensional bezeichnet wird, nur die Betrachtung in zwei Dimensionen möglich.

Nachteile der Kraft- und Druckmessungen sind die Tatsache, dass durch die Fokussierung auf den Sohlenbereich des Fußes der restliche Körper mit seinen Bewegungen nicht betrachtet wird. Außerdem ist die Kraft- und Druckmessung zusätzlich von der Positionierung im Schuh abhängig, geht man von den Systemen aus, die eine In-Schuh-Messung durchführen. Bei stationären Messplatten kommt das Problem des genauen Treffen der Messplatte noch hinzu.

Beide Gruppen bedienen sich aber, um das größte Problem zu beschreiben, des Laufbandes um die Bewegungsabläufe und die Abrollbewegung des Fußes zu beschreiben. Es wird also ein normalerweise im Freien stattfindender Vorgang im Labor, oder besser gesagt auf dem Laufband simuliert, wo man alle äußeren Faktoren ausschließen oder zumindest minimieren kann. Man geht also davon aus, dass die Läufer auf dem Laufband genau die selben Abrollbewegungen haben wie im Freien. Eventuelle Unterschiede werden nicht berücksichtigt, erbrachte Ergebnisse werden ganz einfach vom Laufband auf Feld übertragen. Daher war das Ziel dieser Arbeit, mit Hilfe reliabler Methoden den Vergleich einer Untersuchung zu wagen, ob es tatsächlich keine Unterschiede gibt, wenn ein Läufer auf dem Laufband oder im Freien auf der Tartanbahn läuft. 21 Probanden wurden in die Studie aufgenommen. Von den 21 Probanden waren 11 Läufer beschwerdefrei, 10 der Studienteilnehmer klagten über rechtsseitige Achillessehnenschmerzen. Die Studie bestand aus zwei Abschnitten, einmal wurden die Probanden im Labor auf dem Laufband untersucht und einmal im Feld, bzw. konkreter auf der Tartanbahn. Gemessen wurden die plantaren Druckverteilungen im Schuh während des Abrollschrittes. Unser erstes Ziel war es festzustellen, ob es messbare Unterschiede in der

Test- Retest- Variabilität der Messungen auf dem Laufband und im Feld gibt. Anschließend ist der direkte Vergleich von der selben Kondition im Labor und im Feld erfolgt. Um die einzelnen anatomischen Regionen des Fußes zu untersuchen, bediente man sich der PRC-Maske und der Messparameter Peak pressure und Max. force. Die Untersuchungen erfolgten in zwei Schuhkonditionen, einmal wurden die Studienteilnehmer im Laufschuh untersucht und einmal im Gymnastikschuh, der die Barfußkondition imitieren soll.

Die Ergebnisse, die diese Studie erbrachte, waren wenig überraschend. Die Test-Retest-Variabilitäten des Laufens im Labor waren tendenziell höher als die des Laufens im Freien auf der Tartanbahn. Gleichzeitig sah man höhere TRV-Werte für die Messungen in den Schuhen als für die Barfußkondition. Auf die Gründe, die dieses Phänomen verursachen könnten ist im ersten Teil der Diskussion ausführlich eingegangen worden.

Der zweite Vergleich der Studie erbrachte als Ergebnis, dass es für den Barfußlauf der gesunden Probanden statistisch signifikante Unterschiede in einigen ausgewählten Maskenfeldern gab, Konkret in den Phasen des Auftreffens und des Abstoßens nach Beendigung des Abrollschrittes.

Die Untersuchung der Laufmuster im Laufschuh auf dem Laufband verglichen mit den Mustern im Freien erbrachte ebenso einzelne signifikante Unterschiede in den Druckwerten während des Abrollens auf dem Untergrund.

Diese gefundenen Unterschiede relativieren sich jedoch, wenn man die dazugehörigen TRV- Werte in die Bewertung mit einbezieht. Die dann notwendigen Unterschiede müssten viel höher sein, um die TRV zu übertreffen. Dies ist aber mit den momentanen zur Verfügung stehenden Messmethoden nicht möglich. Eine höhere Zahl von Sensoren pro Flächeneinheit und der daraus resultierenden höheren Auflösung könnte zu einer genaueren Abbildung der Druckwerte führen. Ziel für weitere zukünftige Projekte wird sein, genauere und reliablere Messmethoden zu entwickeln, um noch feinere Unterschiede objektivieren und darstellen zu können.

Als weiterer Verbesserungspunkt könnte die Zahl der Probanden sein. Unter Umständen müsste die Probandenzahl höher sein, um bessere Werte als

Ergebnisse zu erhalten. Betrachtet man das Studiendesign der Arbeit, so könnten zukünftige Arbeiten die Untersuchung von mehreren Schuhen als Hauptziel haben. Ein potenzieller Einfluss von verschiedenen Laufschuhen auf das Laufverhalten könnte so festgestellt werden. Insgesamt lässt sich sagen, dass im Hinblick auf die Problematik dieser Arbeit noch vieles nicht untersucht worden ist, es sind sicher noch einige äußere Einflüsse zu entdecken, um ein so komplexes Muster wie das Laufen bis ins kleinste Detail zu entschlüsseln.
Die Problematik der Achillodynie sollte Ansporn genug dafür sein.

7. Literatur

1. **Andreasson, G., Peterson, L.**
Effects of Shoe and Surface Characteristics on Lower Limb Injuries in Sports.
International Journal of Sport Biomechanics 1986; 2(202-209.

2. **Arsenault, A. B., Winter, D. A., Marteniuk, R. G.**
Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. Ergonomics 1986; 29(5):665-676.

3. **Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B., James, L. S.**
Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics.
Am J Sports Med 1979; 7(6):338-342.

4. **Biedert, R.**
Beschwerden im Achillessehnenbereich, Ätiologien und therapeutische Überlegungen.
Unfallchirurg 1991; 94(10):531-537.

5. **Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., Croce, U. D.**
Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts.
Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11(2):90-100.

6. **Cavanagh, P. R.**
The biomechanics of lower extremity action in distance running.
Foot Ankle 1987; 7(4):197-217.

7. **Chan, C. W., Rudins, A.**
Foot biomechanics during walking and running.
Mayo Clin Proc 1994; 69(5):448-461.

8. **Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W.**
Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment.
Am J Sports Med 1984; 12(3):179-184.

9. **Czerniecki, J. M.**
Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review.
Am J Phys Med Rehabil 1988; 67(6):246-252.

10. **De Wit, B., De Clercq, D., Aerts, P.**
Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running.
J Biomech 2000; 33(3):269-278.

11. **Drerup, B., Wetz, H. H., Möller, M.**
Der Einfluss der Fußbettung und Schuhzurichtung auf die plantare Druckverteilung.
Orthopädieschuhtechnik 20007/8):14-22.

12. **Ehrsam, R.**
Die Achillodynie.
Ther Umsch 1974; 31(4):266-270.

13. **Elliott, B. C., Blanksby, B. A.**
A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females.
Med Sci Sports 1976; 8(2):84-87.

14. **Fredericson, M.**
Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention.
Sports Med 1996; 21(1):49-72.

15. **Grau, S., Muller, O., Baurle, W., Beck, M., Krauss, I., Maiwald, C., Baur, H. et al.**
Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Läufern.
Sportverl Sportschad 2000; 14(3):107-114.

16. **Grosjean, B., Dejung, B.**
Achillodynie - ein unlösbares Problem?
Schweiz Z Sportmed 1990; 38(1):17-24.

17. **Gross, M. L., Napoli, R. C.**
Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An overview.
Sports Med 1993; 15(1):66-70.

18. **Hennig, E. M., Milani, T. L.**
Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties.
Sportverl. Sportschad. 2000; 14(3):90-97.

19. **Hintermann, B., Nigg, B. M.**
Pronation in runners. Implications for injuries.
Sports Med 1998; 26(3):169-176.

20. **James, S. L., Bates, B. T., Osternig, L. R.**
Injuries to runners.
Am J Sports Med 1978; 6(2):40-50.

21. **Jarvinen, M.**
Epidemiology of tendon injuries in sports.
Clin Sports Med 1992; 11(3):493-504.

22. **Kernozek, T. W., LaMott, E. E., Dancisak, M. J.**
Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. Foot Ankle Int 1996; 17(4):204-209.

23. **Kernozek, T. W., Zimmer, K. A.**
Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running.
Foot Ankle Int 2000; 21(9):749-752.

24. **Klein, J., Tiling, T.**
Sehnenverletzungen beim Sport.
Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd 1991:473-476.

25. **Kvist, M.**
Achilles tendon injuries in athletes.
Sports Med 1994; 18(3):173-201.

26. **Lemke, K., Cornwall, M. W., McPoil, T. G., Schuit, D.**
Comparison of rearfoot motion in overground versus treadmill walking.
J Am Podiatr Med Assoc 1995; 85(5):243-248.

27. **Lohrer, H.**
Seltene Ursachen und Differentialdiagnosen der Achillodynie.
Sportverl. Sportschad. 1991; 5(4):182-185.

28. **Lysholm, J., Wiklander, J.**
Injuries in runners.
Am J Sports Med 1987; 15(2):168-171.

29. **Macintyre, J. G., Taunton, J. E., Clement, D. B., Lloyd-Smith, D. R., McKenzie, D. C., Morrell, R. W.**
Running Injuries: A Clinical Study of 4173 Cases.
Clin J Sport Med 1991; 1(2):81-87.

30. **Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., Abelin, T.**
On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study.
Am J Sports Med 1988; 16(3):285-294.

31. **Mayer, F., Grau, S., Bäurle, W., Beck, M., Krauss, I., Maiwald, C., Baur, H.**
Achillessehnenbeschwerden im Laufsport - eine aktuelle Übersicht. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 2000; 51(5):161-167.

32. **McNair, P. J., Marshall, R. N.**
Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes.
Br J Sports Med 1994; 28(4):256-260.

33. **Milani, T. L., Hennig, E. M.**
Pressure distribution patterns inside of a running shoe during up- and downhill running.
Abstract #415, Universität Essen, Sportmedizinisches Institut 2000.

34. **Nelson, R. C., Dillman, C. J., Lagasse, P., Bickett, P.**
Biomechanics of overground versus treadmill running.
Med Sci Sports 1972; 4(4):233-240.

35. **Nigg, B. M.**
Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities.
Sports Med 1985; 2(5):367-379.

36. **Nigg, B. M., De Boer, R. W., Fisher, V.**
A kinematic comparison of overground and treadmill running.
Med Sci Sports Exerc 1995; 27(1):98-105.

37. **Nigg, B. M., Segesser, B.**
The running shoe--a means of preventing running complaints.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 1986; 124(6):765-771.

38. **Novacheck, T. F.**
The biomechanics of running.
Gait Posture 1998; 7(1):77-95.

39. **Nuber, G. W.**
Biomechanics of the foot and ankle during gait.
Clin Sports Med 1988; 7(1):1-13.

40. **Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., Laing, P., Klenerman, L.**
Effect of the shoe on plantar foot pressures.
Acta Orthop Scand 1995; 66(1):53-56.

41. **Ounpuu, S.**
The biomechanics of walking and running.
Clin Sports Med 1994; 13(4):843-863.

42. **Pink, M., Perry, J., Houglum, P. A., Devine, D. J.**
Lower extremity range of motion in the recreational sport runner.
Am J Sports Med 1994; 22(4):541-549.

43. **Reinschmidt, C., van Den Bogert,A. J., Murphy, N., Lundberg, A., Nigg, B.**
Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers.
Clin Biomech (Bristol, Avon) 1997; 12(1):8-16.

44. **Renstrom, P., Johnson, R. J.**
Overuse injuries in sports. A review.
Sports Med 1985; 2(5):316-333.

45. **Robbins, S. E., Gouw, G. J.**
Athletic footwear and chronic overloading. A brief review.
Sports Med 1990; 9(2):76-85.

46. **Rodgers, M. M.**
Dynamic foot biomechanics.
J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21(6):306-316.

47. **Schwarz, B., Heisel, J., Mittelmeier, H.**
Achillodynien: Ursache, Prognose, Therapie.
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 198512):367-376.

48. **Segesser, B., Goesele, A., Renggli, P.**
Die Achillessehne im Sport.
Orthopäde 1995; 24(3):252-267.

49. **Segesser, B., Nigg, B. M.**
Insertionstendinosen am Schienbein, Achillodynie und Überlastungsfolgen am Fuß - Ätiologie, Biomechanik, therapeutische Möglichkeiten.
Orthopäde 1980; 9(3):207-214.

50. **Smart, G. W., Taunton, J. E., Clement, D. B.**
Achilles tendon disorders in runners--a review.
Med Sci Sports Exerc 1980; 12(4):231-243.

51. **Stacoff, A., Denoth, J., Kaelin, X., Stuessi, E.**
Running Injuries and Shoe Construction: Some Possible Relationships.
International Journal of Sport Biomechanics 1988; 4(342-357.

52. **Stacoff, A., Nigg, B. M., Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J.**
Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running.
J Biomech 2000; 33(11):1387-1395.

53. **Thordarson, D. B.**
Running biomechanics.
Clin Sports Med 1997; 16(2):239-247.

54. **van Ingen Schenau, G. J.**
Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion.
Med Sci Sports Exerc 1980; 12(4):257-261.

55. **Wank, V., Frick, U., Schmidtbleicher, D.**
Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running.
Int J Sports Med 1998; 19(7):455-461.

56. **White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A., Lin, H. Y.**
Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking.
Med Sci Sports Exerc 1998; 30(10):1537-1542.

8. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Typische Beschwerdebilder bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden (SOBOTTA 1982) 3

Abb. ..2: Gymnastikschuh (BF) 14

Abb. 3: Neutraler Laufschuh NIKE Elite (EL) 14

Abb. 4: Studienablauf Laborstudie 16

Abb. 5: Studienablauf Feldstudie 17

Abb. 6: Druckbild (maximale Drucke) eines Abrollvorgangs mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle 21

Abb. 7: PRC-Maske 22

Abb. 8: Druckbild eines Einzelschrittes mit Einzelkomponenten 24

Abb. 9: TRV- Berechnungsformel 28

Abb. 10: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1 39

Abb. 11: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 39

Abb. 12: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3 40

Abb. 13: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 40

Abb. 14: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 43

Abb. 15: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 43

Abb. 16: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 44

Abb. 17: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 44

Abb. 18: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5+M6+M7 45

Abb. 19: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 45

Abb. 20: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 46

Abb. 21: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 46

Abb. 22: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 47

Abb. 23: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 47

Abb. 24: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 48

Abb. 25: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Max force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3 49

Abb. 26: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 49

Abb. 27: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 50

Abb. 28: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 50

Abb. 29: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 51

Abb. 30: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 51

Abb. 31: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M1+M3 52

Abb. 32: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4 52

Abb. 33: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegrupe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 53

Abb. 34: Vergleich der Laufmuster der Achillodyniegruppe im Labor und Feld für den Lauf im Laufschuh Elite (EL) bez. der Messgröße Peak Pressure (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 53

Abb. 35: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4 66

Abb. 36: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5 66

Abb. 37: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M6 67

Abb. 38: Vergleich der Laufmuster der Kontrollgruppe im Labor und Feld für den Barfußlauf (BF) bez. der Messgröße Max. force (Mittelwert ± 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M7 67

9. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Alle Probanden 19

Tab. 2: Probanden ohne Beschwerden (KO) 19

Tab. 3: Probanden mit Beschwerden (ADY) 19

Tab. 4: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 29

Tab. 5: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 30

Tab. 6: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 30

Tab. 7: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 30

Tab. 8: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 31

Tab.9 : Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 31

Tab. 10: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 31

Tab. 11: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 32

Tab. 12: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 32

Tab. 13: Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak pressure in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 32

Tab. 14: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 33

Tab. 15: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 33

Tab. 16: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 34

Tab. 17: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 34

Tab. 18: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 35

Tab. 19: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 35

Tab. 20: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 35

Tab. 21: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 36

Tab. 22: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 36

Tab. 23: Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % ± Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden 36

10. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name:	Angelos Tachtatzis
Geburtsdatum:	18.06.1976
Geburtsort:	Stuttgart

Schulbildung und Studium

09/82 - 07/86	Grundschule Ostheim, Stuttgart
09/86 - 09/95	Zeppelin-Gymnasium, Stuttgart
04/96 - 04/02	Studium der Medizin an der Eberhard-Karls-Universität, Tübingen
01/04/98	Ärztliche Vorprüfung
23/03/99	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
06/04/01	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
26/04/02	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Praktisches Jahr

04/01 - 07/01	Chirurgie, University of Illinois, Chicago, USA
07/01 - 08/01	Unfallchirurgie, BG Unfallklinik Tübingen
08/01 - 12/01	Innere Medizin, Universitätsklinikum Tübingen
12/01 - 04/02	Orthopädie, Universitätsklinikum Tübingen

Berufliche Ausbildung

05/02 - 12/03	Orthopädie, Baumann-Klinik, Stuttgart
01/04 - 04/05	Unfallchirurgie, Kreiskrankenhaus Leonberg
05/05	Sana-Rheumaorthopädie, Bad Wildbad