

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

**Untersuchung des Laufmusters bei Läufern mit und ohne
Achillessehnenbeschwerden vor und nach Adaptation an
einen Laufschuh.**

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

**vorgelegt von
Boris Andreas Kurosch
aus Loben / Polen
2005**

Dekan : Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. T. Horstmann

2. Berichterstatter: Professor Dr. S. Sell

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Beschwerdeentwicklung bei Läufern	1
1.2	Achillessehnenbeschwerden – Definition	2
1.3	Achillessehnenbeschwerden – Entstehung	2
1.4	Begründung der Arbeit, Problemstellung	3
1.5	Zielsetzung und Fragestellung	6
2.	Studiendesign	7
2.1	Untersuchungen	7
	2.1.1 Untersuchte Schuhkonditionen	8
	2.1.2 Die Laborstudie (LAB)	10
	2.1.3 Die Adaptationsstudie (ADAP)	11
2.2	Untersuchungsstichprobe	12
	2.2.1 Anthropometrische Daten	13
3.	Methoden	14
3.1	Druckverteilungsmessung	14
3.2	Datenauswahl	14
3.3	Datenverarbeitung	17
3.4	Masken – Definition	17
	3.4.1 Die PRC-Maske	18
	3.4.2 Die SP01-Maske	19
3.5	Meßgrößen – Definition	20
3.6	Reliabilitätsprüfung	21
	3.6.1 Test-Retest-Variabilität (TRV) – Definition und Berechnung	21
3.7	Statistik	22
	3.7.1 Fragestellungen und Hypothesen – Formulierung	22
4.	Ergebnisse I – Reliabilität der Meßmethode	25
4.1	Test-Retest-Variabilität – PRC-Maske	25
	4.1.1 Peak pressure	25
	4.1.2 Max. Force	26
4.2	Test-Retest-Variabilität – SP01-Maske	26
	4.2.1 Peak Pressure	27
	4.2.2 Max. Force	27
4.3	Zusammenfassung der Test-Retest-Variabilität	27

5.	Ergebnisse II – Vergleich der Gruppen ADY und KO	28
5.1	Fragestellung 1 (PRC-Maske)	28
	5.1.1 Barfußlauf (BF)	28
	5.1.2 Prototyp (SP)	31
	5.1.3 Neutraler Laufschuh (EL)	32
	5.1.4 Stabilitätsschuh (ST)	34
	5.1.5 Zusammenfassung Fragestellung 1	36
5.2	Fragestellung 2 (PRC-Maske und SP01-Maske)	38
	5.2.1 PRC-Maske, Barfußlauf (BF)	38
	5.2.2 PRC-Maske, Prototyp (SP)	39
	5.2.3 SP01-Maske, Barfußlauf (BF)	41
	5.2.4 SP01-Maske, Prototyp (SP)	43
	5.2.5 Zusammenfassung Fragestellung 2	46
6.	Ergebnisse III – Vergleich der Laufkonditionen	47
6.1	Laborstudie, PRC-Maske	47
	6.1.1 Peak pressure	47
	6.1.2 Zusammenfassung des Vergleichs der Laufkonditionen, Peak Pressure	52
	6.1.3 Max. Force	52
	6.1.4 Zusammenfassung des Vergleichs der Laufschuhkonditionen, Max. Force	53
7.	Diskussion	54
7.1	Diskussion der Ergebnisse I – Reliabilität der Meßmethode	54
	7.1.1 PRC-Maske	55
	7.1.2 SP01-Maske	56
7.2	Diskussion der Ergebnisse II – Vergleich der Gruppen ADY und KO	57
	7.2.1 Fragestellung 1	57
	7.2.2 Fragestellung 2	59
	7.2.3 Diskussion der Meßmethode – einschränkende Faktoren	60
	7.2.4 Anthropometrische Daten	61
7.3	Diskussion der Ergebnisse III – Vergleich der Laufkonditionen	62
	7.3.1 Peak Pressure	62
	7.3.2 Max. Force	63
	7.3.3 Vergleich der einzelnen Laufschuhe	64
8.	Zusammenfassung und Ausblick	68
	Literaturverzeichnis	71
	Verzeichnis der Abkürzungen und Einheiten	79
	Abbildungsverzeichnis	80
	Tabellenverzeichnis	85
	Lebenslauf	86

1. Einleitung

1.1 Beschwerdeentwicklung bei Läufern

Seit den 70er Jahren des vergangenen Jahrhunderts ist in den westlich orientierten Gesellschaften eine stetige Zunahme sportlicher Freizeitaktivitäten zu verzeichnen. Insbesondere im Laufsport wurde und wird die Gesamtzahl der Aktiven immer größer, dies betrifft sowohl den Wettkampf- wie auch den Breitensport. Mit der Popularität des Laufens stieg allerdings auch die Anzahl der Beschwerden und Verletzungen, die mit der Ausübung dieser Sportart in Zusammenhang gebracht werden können.

In frühen Studien war das Knie am häufigsten betroffen, Achillessehnenbeschwerden und sonstige Verletzungen folgten mit geringerer Häufigkeit. James et al. zeigten 1978 eine Verteilung von 29% Kniebeschwerden, 13% Schienbeinbeschwerden und 11% Achillessehnenbeschwerden, Clement et al. kamen 1981 auf 42% Kniebeschwerden und 6% Achillessehnenbeschwerden.

Verschiedene Studien aus den späten 80er und den frühen 90er Jahren bestätigten diese Zahlen, so ergaben sich Häufigkeitsverteilungen von 15% Kniebeschwerden und 13% Achillessehnenbeschwerden (Lysholm J. et al. 1987), 28% Kniebeschwerden und 12% Achillessehnenbeschwerden (Marti B. et al. 1988) sowie 48% Kniebeschwerden und 4% Achillessehnenbeschwerden (Macintyre J. G. et al. 1991).

Aktuellere Studien zeigten eine Änderung der Häufigkeitsverteilungen von laufbedingten Beschwerden und Verletzungen. Fallon ermittelte 1996 eine Verteilung von 31% Knie- und 19% Achillessehnenbeschwerden, Fischer fand in seiner Untersuchung von 1998 bei 40% Achillessehnen- und bei 30% Kniebeschwerden, Mayer et al. fanden 1999 in einer nach Geschlecht differenzierten Untersuchung bei 24 % der Männer Achillessehnen- und bei 21% Kniebeschwerden, bei den Frauen war die Achillessehne zu 17% und das Knie zu 20% betroffen.

Zusammenfassend läßt sich aus den angeführten Studien ableiten, daß es über die Jahre eine Veränderung der Beschwerde- und Verletzungslokalisierung zugunsten der Achillessehne gegeben hat, das Knie scheint in der Häufigkeit rückläufig zu sein.

1.2 Achillessehnenbeschwerden – Definition

Chronische Beschwerden und Schmerzzustände an der Achillessehne können unter dem Überbegriff Achillodynie zusammengefaßt werden. Der Begriff Achillodynie wurde erstmals im 19. Jahrhundert vom Wiener Chirurgen Albert benutzt (Albert E. 1893). Er beschrieb damals Schmerzzustände an der Achillessehne mit klinisch verschiedenartigen Manifestationen. Riede unterschied differentialdiagnostisch folgende beschwerdeauslösende Erscheinungen: Peritendinitis achillea, dorsaler Fersensporn, Bursitis achillea mit Haglundscher Exostose, Verknöcherungen der Achillessehne und sekundäre entzündliche Erscheinungen an der Achillessehne (Riede D. 1972). Die häufigste Diagnose im Rahmen der Achillodynie scheint bei Läufern die Peritendinitis achillea zu sein (Ehram R. 1974, Schwarz B. et al. 1985, Segesser B. et al. 1995).

1.3 Achillessehnenbeschwerden – Entstehung

In der Literatur werden verschiedene Faktoren diskutiert, die die Entstehung dieses Beschwerdebildes begünstigen, zu den häufigsten gehören Überbeanspruchung und Überbelastung der Achillessehne durch hohe Trainingsintensität (Biedert R. 1991, Clement D. B. et al. 1984, Ehram R. 1974, James S. L. et al. 1978, Lohrer H. 1991, Marti B. et al. 1988), übermäßige Pronation in der Auftreffphase des Fußes beim Laufen (Clement D. B. et al. 1984, Hennig E. 1993, Hintermann B. et al. 1998, James S. L. et al. 1978, Komi P. V. et al. 1993, Lohrer H. 1991, Nigg B. M. 1985b, Segesser B. et al. 1980, Segesser B. et al. 1987) und hohe Bodenreaktionskräfte (Cavanagh P. R. et al.

1980, Fauno P. et al. 1993, Hennig E. 1993, Hennig E. M. et al. 2000, Nigg B. M. et al. 1986, Segesser B. et al. 1980, Segesser B. et al. 1993).

Pronation und Bodenreaktionskräfte entstehen beim Kontakt des Fußes mit dem Untergrund, Überbeanspruchung und Überbelastung können als Folge wiederholter Einwirkung dieser beiden Faktoren resultieren.

Als modulierender Faktor kann der vom Läufer benutzte Laufschuh angesehen werden. Der Schuh stellt die Verbindung zwischen Fuß und Laufuntergrund dar, er kann somit auftretende Kräfte und Bewegungen verändern und auf die Belastung des Bewegungsapparates Einfluß nehmen. Modifikationen von Laufschuhen mittels Einlagen oder veränderten Konstruktionsmerkmalen können ihrerseits auch zur Funktion beitragen und Änderungen von Kräften und Bewegungen bewirken.

1.4 Begründung der Arbeit, Problemstellung

Mit Aufkommen der Laufeuphorie in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts gewann auch der Laufschuh aus wissenschaftlicher Sicht an Bedeutung, laut Segesser ist „nach dem Automobil der Sportschuh das am besten beforschte Fortbewegungsmittel“ (Segesser B. 1993).

Erste Darstellungen von Druckverteilungsmessungen während des Laufens in einem Schuh gab es bereits im 19. Jahrhundert (Vaughan C. L. 1984), zahlreiche spätere Studien untersuchten die Funktion von Lauf- und Straßenschuhen, je nach Fragestellung wurden die Probanden dabei in der Gangbewegung und/oder in der Laufbewegung untersucht. Die dazu notwendigen meßtechnischen Apparaturen wurden dabei stetig weiterentwickelt, frühe Studien bedienten sich einzelner druckaufnehmender Sensoren, die unter anatomische Strukturen des Fußes (Großzehe, Metatarsaleköpfchen, Ferse) geklebt wurden (Bauman J. H. et al. 1963), es konnten so die Drücke unter den einzelnen Strukturen gemessen und

miteinander verglichen werden. Ähnliche Messungen wurden mit piezoelektrischen Sensoren durchgeführt (Hennig E. M. et al. 1982), wieder wurden einzelne Sensoren unter den zu untersuchenden anatomischen Strukturen angebracht und die Drücke unter diesen sichtbar gemacht (Milani T. L. et al.).

Basierend auf dem kapazitiven Meßprinzip (Nicol H. et al. 1976) wurden Einlegesohlen entwickelt, die durch ihre in der Sohle integrierten Sensoren die Messung von Drücken und Druckverteilungen im Schuh ermöglichten (EMED-bzw. Pedar-System, Firma Novel, München).

Die Erfassung des Ganges ist z.B. in der Diabetesforschung ausreichend, im Rahmen der Prävention von Druckulcera des diabetischen Fußes betrachtet Mueller die Messung plantarer Druckverteilungen als hilfreich bei der Fertigung druckentlastender Schuhe (Mueller M. J. 1999), einige Gruppen verglichen Sportschuhe mit Straßenschuhen bezüglich ihrer Wirkung auf die plantare Druckverteilung (Lavery L. A. et al. 1997, Perry J. E. et al. 1995), Drerup et al. beschäftigten sich mit Fußbettungen und Schuhzurichtungen und deren Einfluß auf die Druckverteilung unter dem Fuß (Drerup B. et al. 2000). Unabhängig von der Diabetesforschung untersuchten Nyska et al. die plantare Druckverteilung in unterschiedlich konstruierten Straßenschuhen (Nyska M. et al. 1995).

Aufgrund von bereits vielfach dokumentierten biomechanischen Unterschieden zwischen Gang- und Laufbewegung ist es nicht zulässig, Ergebnisse aus Ganganalysen auf das Laufen zu übertragen (Chan C. W. et al. 1994, Nilsson J. et al. 1985, Novacheck T. F. 1998, Nuber G. W. 1988, Ounpuu S. 1994, Rodgers M. M. 1995, Subotnick S. I. 1985, Thordarson D. B. 1997).

Um die Funktion eines Laufschuhs darstellen zu können, muß dieser also unter Laufbedingungen eingesetzt und während dieser Phase auch meßtechnisch erfaßt werden.

Druckverteilungsmessungen in der Laufbewegung wurden bereits mehrfach durchgeführt. Reinisch et al. betrachteten den Einfluß zweier Laufschuhe mit unterschiedlichen Sohlenkonstruktionen sowie die Einwirkung des Untergrundes auf plantare Drücke (Reinisch M. et al. 1991), Hennig untersuchte

17 unterschiedliche Sportschuhe auf modellspezifische Unterschiede (Hennig E. 1993) und in einer späteren Studie 19 Laufschuhe und deren Auswirkungen auf die plantare Druckverteilung (Hennig E. M. et al. 1995), eine aktuellere Studie befaßte sich mit der Druckverteilung während des Barfußlaufs (Nurse M. A. et al. 1999).

In den oben aufgeführten Untersuchungen wurden jeweils nur Spitzendrücke unter bestimmten Regionen des Fußes betrachtet, es gab keine Auswertung und Darstellung von Drücken und Druckverläufen während einer kompletten Abrollbewegung.

Die Forschungsschwerpunkte bei der Untersuchung von Laufschuhen lagen bisher fast ausschließlich auf den Kriterien Dämpfung, Stützung und Führung, es wurden v.a. mechanische Eigenschaften der Laufschuhe betrachtet (Cook S. D. et al. 1985, Drez D. 1980, Nigg B. M. et al. 1986, Segesser B. et al. 1993). Untersuchungen zum Einfluß verschiedener Laufschuhe auf das Laufmuster fehlen bisher.

Eine andere Methode zur Erfassung der Laufbewegung stellt die 2-D-Videoanalyse dar. Zahlreiche Studien bedienten sich bereits dieses Verfahrens, allerdings stellte Grau 2000 in einer Untersuchung an 32 Probanden eine nicht zufriedenstellende Test-Retest-Variabilität und hohe Streuungen der Meßwerte fest, was die Grenzen dieser Methode aufzeigt.

Die obige Zusammenstellung der vorhandenen Literatur zeigt, daß mit den jeweiligen Meßmethoden meist nur einzelne Aspekte des Ganges bzw. der Laufbewegung betrachtet wurden, zudem handelte es sich meist um gesunde Probanden ohne jegliche Beschwerden.

Es fehlen Vorgehensweisen und Methoden, anhand derer beschwerdefreie Läufer von Läufern mit Beschwerden differenziert werden können, zudem gibt es in der Literatur keine einheitlichen Empfehlungen zur Untersuchung von Laufschuhen, bestehende Studien bedienten sich einer Vielzahl an Meßmethoden, eine Prüfung der Validität und Reliabilität der verwendeten Meßgrößen fand meist nicht statt.

1.5 Zielsetzung und Fragestellung

Es wurden folgende Ziele und Fragestellungen formuliert:

1. Ein Ziel dieser Arbeit war es, Unterschiede im Laufmuster zwischen Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und beschwerdefreien Läufern darzustellen, dieses jeweils barfuß sowie in unterschiedlichen Laufschuhen. Das Laufmuster sollte zudem in der reellen Laufbewegung betrachtet werden. Dieses stellt die Situation dar, aus der die Beschwerden unserer Läufer resultieren und während der diese auftreten.

2. Ein weiteres Ziel war der Vergleich des Laufmusters vom Anfang der Studie mit dem Laufmuster nach einer zweiwöchigen Gewöhnungszeit an einen Laufschuh-Prototypen, es sollten Adaptationseffekte und Änderungen im Laufmuster dargestellt werden.

Nach bisheriger Studienlage ist es unklar, ob Probanden, die einen Laufschuh zum ersten Mal benutzen, beim Laufen ihr typisches Laufmuster zeigen, der Läufer muß sich eventuell erst an die neue Situation gewöhnen.

Frühere Studien zeigten, daß im Vergleich zweier Meßtage die Test-Retest-Variabilität in eigenen, vertrauten Laufschuhen geringer ist als in neuen, nicht vertrauten Laufschuhen (Baeurle W. et al. 1999). Dies deutet darauf hin, daß die neue Schuhsituation Einfluß auf das Laufmuster hat, dieses ist, zumindest am Anfang, instabiler (größere Streuungen).

2. Studiendesign

2.1 Untersuchungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurde in zwei prospektiven Studien der Einfluß verschiedener Laufschuhe auf das Laufmuster im Barfußlauf untersucht. Das Barfußlaufmuster wurde in einem Gymnastikschuh der Firma Bleyer GmbH, Herford simuliert, dessen Sohle aus einer ca. 1 mm dicken, flexiblen Gummischicht bestand und von der keine wesentlichen Einflüsse zu erwarten waren (nachfolgend als Barfußlauf bzw. BF bezeichnet). Als Testschuhe standen uns zwei käufliche Modelle sowie ein Prototyp der Firma NIKE zur Verfügung. Bei den im Handel erhältlichen Schuhen handelte es sich um den NIKE Elite (nachfolgend als EL bezeichnet), der einen leichten und neutralen Laufschuh darstellt sowie um den NIKE Structure Triax (nachfolgend als ST bezeichnet), einen mit stabilitätsfördernden Elementen ausgestatteten Laufschuh. Der Prototyp (nachfolgend als SP bezeichnet) wurde im Hinblick auf die Achillodynie mit Konstruktionsmerkmalen versehen, die das Laufmuster im Sinne einer Prophylaxe bzw. Linderung bei schon bestehenden Beschwerden verändern sollen. In die Sohle des Prototypen ist eine erhöht ausgeformte mediale Längsgewölbestütze („Medial Wedge“) eingearbeitet, der Verbund Einlegesohle-Zwischensohle ist ähnlich einer orthopädischen Einlage im Fersenbereich als Schale ausgeformt, lateral am Rückfuß befindet sich das aus weicherem Material als die Zwischensohle geformte sog. „Crashpad“, ein von der Sohle konstruktiv abgetrennter Bereich in der Auftreffzone der Ferse. Diese im Prototypen verwirklichten Konstruktionsmerkmale sollen den Fuß in der Abrollphase der Laufbewegung zusätzlich stützen (ausgeformte Fersenschale zur Rückfußstabilisierung), das Ausmaß der Pronation soll vermindert („Medial Wedge“) und die Pronationsbewegung verlangsamt bzw. verringert werden („Crashpad“).

Alle Probanden bekamen die gleichen Laufsocken der Firma NIKE.

2.1.1 Untersuchte Schuhkonditionen:



Abb. 1:
Barfußlauf (BF)



Abb. 2:
NIKE Prototyp (SP)



Abb. 3:
Neutraler Laufschuh NIKE Elite (EL)



Abb. 4:
Stabilitätsschuh NIKE Structure Triax (ST)

In beiden Studien liefen die Probanden auf einem Laufband (Saturn, HP Cosmos), die Laufgeschwindigkeit betrug 12 km/h, was der Trainingsgeschwindigkeit von vielen Freizeitläufern entspricht.

Die Reihenfolge der Schuhbedingungen war randomisiert, nach Vorbereitung und Verkabelung der Probanden (genaue Beschreibung der Meßmethoden siehe unten) wurde diesen in jedem Laufschuh eine Einlaufzeit von 5 Minuten gewährt, die Aufzeichnung der Meßwerte erfolgte jeweils direkt im Anschluß.

2.1.2 Die Laborstudie (LAB)

Die erste Studie unterteilte sich in zwei Meßtage, an denen die Probanden jeweils gleich belastet wurden. Zwischen beiden Meßtagen lagen bei den einzelnen Probanden mindestens 7 Tage, es wurden alle drei Schuhkonditionen sowie der Barfußlauf erfaßt.

Zu Beginn der Untersuchungen wurden die persönlichen Daten der Probanden erfragt, zudem wurde das Gewicht, die Körpergröße, das Laufpensum sowie die Beschwerdeseite erfaßt. Den Probanden wurde der Studienablauf ausführlich erklärt, sie wurden auch mit den Meßapparaturen vertraut gemacht. Die Reihenfolge der Schuhkonditionen wurde einer Randomisationsliste entnommen, daraufhin wurden die Meßsohlen in die jeweiligen Laufschuhe eingelegt und mit dem Meßsystem verbunden. Die Funktion des Systems wurde getestet, die Meßsohlen wurden im entlasteten Zustand kalibriert. Die Probanden bekamen eine Einlaufzeit von 5 Minuten, danach wurden im Abstand von 30 Sekunden zweimalig ca. 25-30 Schritte meßtechnisch erfaßt und gespeichert. Nun wurde die Schuhkondition in der Reihenfolge der Randomisationsliste gewechselt und der Vorgang wiederholt.

Diese erste Studie wird nachfolgend Laborstudie (LAB) genannt.

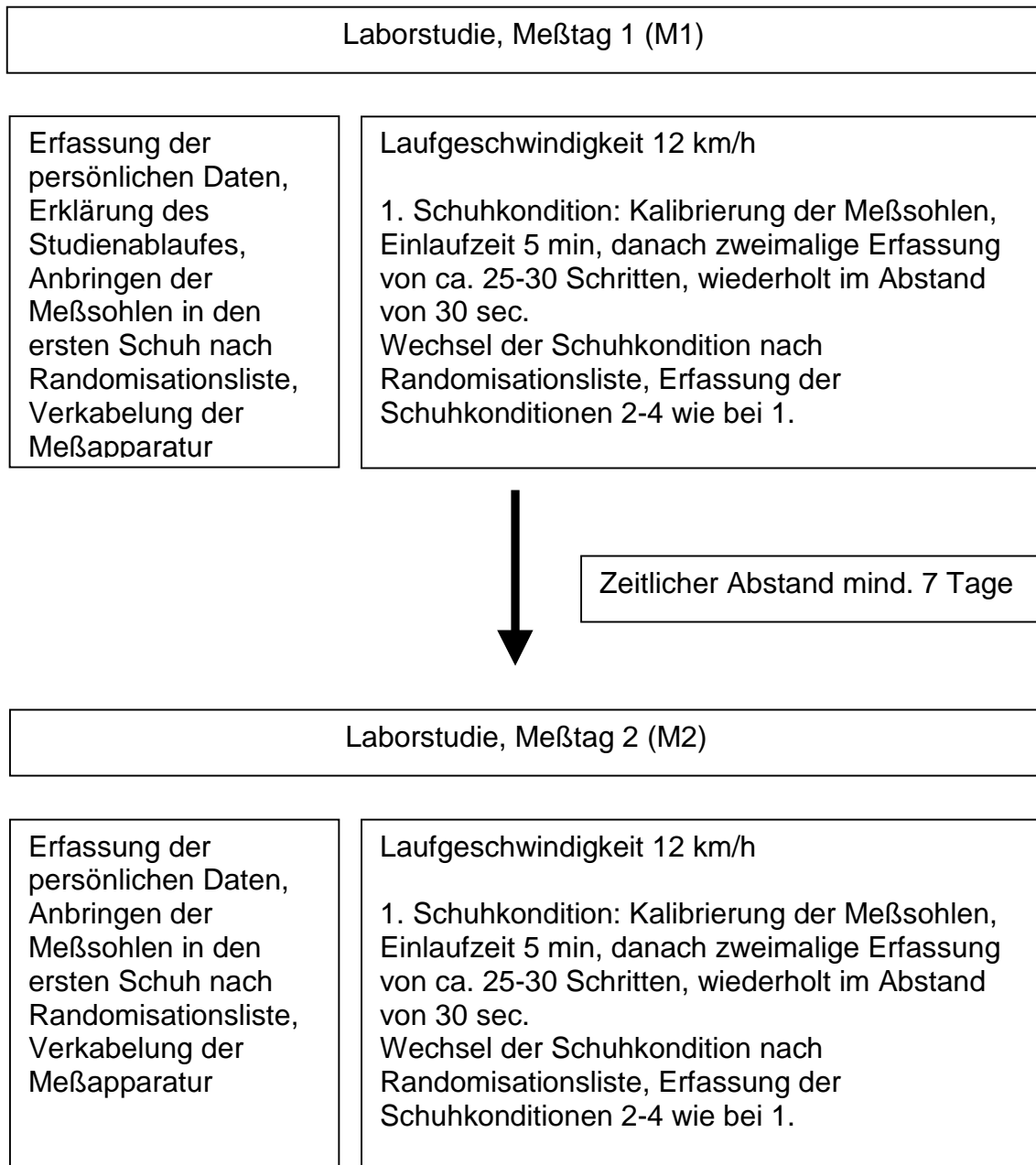


Abb. 5:
Darstellung des organisatorischen und zeitlichen Ablaufes der Laborstudie

2.1.3 Die Adaptationsstudie (ADAP)

14 Tage vor der zweiten Studie wurde den Probanden der Laufschuhprototyp der Firma NIKE zur Verfügung gestellt und die Läufer wurden angewiesen, beim Laufen ausschließlich diesen Schuh zu benutzen. In dieser Zeit sollten sich die Probanden an den neuen Schuh gewöhnen, um in der darauffolgenden Messung Adaptationseffekte darstellen zu können.

Die zweite Studie beinhaltete nur einen Meßtag, an diesem wurde der Prototyp und der Barfußlauf erfaßt. Der Ablauf der Adaptationsstudie entspricht dem Ablauf der oben beschriebenen Laborstudie.

Diese zweite Studie wird nachfolgend Adaptationsstudie (ADAP) genannt.

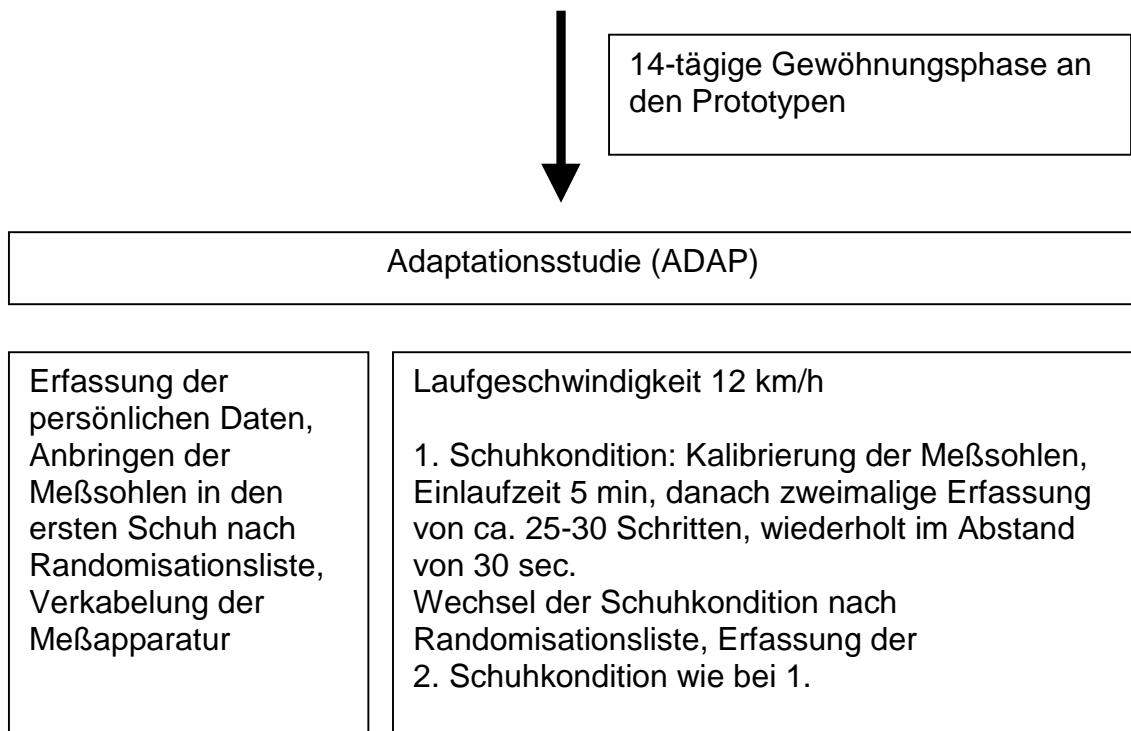


Abb. 6: Darstellung des organisatorischen und zeitlichen Ablaufes der Adaptationsstudie

2.2 Untersuchungsstichprobe

Als Einschlußkriterien für die Teilnahme an der Untersuchung wurden definiert:

Für die Kontrollgruppe:

Männliche Freizeit- sowie Wettkampfläufer zwischen 18 und 50 Jahren mit einem wöchentlichen Laufpensum von mindestens 20 km und Beschwerdefreiheit der unteren Extremitäten.

Für die Achillodyniegruppe:

Männliche Freizeit- sowie Wettkampfläufer zwischen 18 und 50 Jahren mit einem wöchentlichen Laufpensum von mindestens 20 km und laufassoziierten Beschwerden an der Achillessehne, unabhängig von erfolgter oder bestehender Therapie.

Es wurden insgesamt 21 männliche Probanden rekrutiert, von denen 11 beschwerdefrei waren und 10 über Achillessehnenbeschwerden klagten. Die Beschwerden äußerten sich bei allen 10 Probanden rechtsseitig.

An der Laborstudie nahmen alle 21 Probanden teil, an der Adaptationsstudie 15 Läufer dieses Kollektivs, davon 8 ohne und 7 mit Achillessehnenbeschwerden.

2.2.1 Anthropometrische Daten

Tab. 1:
Anthropometrische Daten, alle Probanden, Werte \pm Standardabweichung

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	21	179,9 \pm 5,0	75,8 \pm 6,1	37,7 \pm 8,4	46,0 \pm 21,5
Adaptation	15	179,8 \pm 5,5	73,8 \pm 6,2	37,1 \pm 7,2	45,7 \pm 27,0

Tab. 2:
Anthropometrische Daten, Probanden ohne Beschwerden, Werte \pm Standardabweichung

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	10	180,0 \pm 4,0	76,6 \pm 6,4	35,0 \pm 8,9	44,1 \pm 16,6
Adaptation	7	180,3 \pm 4,7	75,4 \pm 6,7	35,0 \pm 6,5	38,8 \pm 15,3

Tab. 3:
Anthropometrische Daten, Probanden mit Beschwerden, Werte \pm Standardabweichung

Studie	n	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter (Jahre)	km / Woche
Labor	11	179,7 \pm 6,2	74,9 \pm 6,0	40,6 \pm 7,1	48,0 \pm 26,8
Adaptation	8	179,3 \pm 6,6	72,0 \pm 5,4	39,4 \pm 7,8	53,6 \pm 36,0

Laufleistung während der Adaptationszeit (in km \pm Standardabweichung):

Alle Probanden: 54,9 \pm 24,4

Probanden ohne Beschwerden: 57,1 \pm 30,5

Probanden mit Beschwerden: 52,4 \pm 17,0

3. Methoden

Beide Studien bedienten sich der gleichen Meßapparaturen, es erfolgten Druckverteilungsmessungen im Schuh, es wurde jeweils der rechte Fuß der Probanden in die Messungen einbezogen.

3.1 Druckverteilungsmessung

Zur Druckverteilungsmessung im Schuh wurde das Pedar mobile System der Firma Novel, München benutzt, dabei werden ca. 2 mm 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 von uns verwendeten Meßsohlen befinden sich je 99 Sensoren, die Sensordichte beträgt 1 Sensor/2 cm², das Meßsystem tastet diese mit einer Samplingrate von 50 Hz ab (bei Messungen mit beiden Sohlen, wie in der vorliegenden Untersuchung geschehen).

Vor jeder Messung erfolgte eine Kalibrierung der Meßsohlen im entlasteten Zustand, in der oben beschriebenen Meßphase wurden 25 bis 30 rechtsseitige Schritte aufgezeichnet.

3.2 Datenauswahl

Die aufgezeichneten 25-30 rechten Schritte wurden einzeln optisch in allen Phasen des Abrollvorgangs überprüft (Novel Programm „Step-Analysis“), Schritte mit eindeutigen Defektartefakten wurden aussortiert, es wurden mindestens 8 und maximal 10 fehlerfreie Schritte gespeichert und weiter verarbeitet. Ein Abrollvorgang dauerte in unseren Untersuchungen zwischen 160 und 300 ms. Bei einer technisch vorgegebenen Samplingrate von 50 Hz wird ein Abrollvorgang in einzelnen Abschnitten (Frames) von jeweils 20 ms aufgezeichnet, je nach Schrittlänge ergaben sich somit Schritte mit 8 bis 15 aufeinanderfolgenden Abschnitten (Frames). Jeder Schritt wurde in allen

einzelnen Frames kontrolliert und auf die folgenden Ausschlusskriterien hin überprüft:

Kriterien für einen Ausschluß bei der Kontrolle der Einzelschritte (vgl. Abb. 7):

- Fehlende Reihen in den Druckabbildungen.
Fehlende Reihen weisen auf einen Defekt der Meßsohle und/oder des Verbindungskabels zur Sohle hin, zudem kann die Meßsohle im Schuh verrutscht sein. Es kann nicht ausgeschlossen werden, daß die ermittelten Meßgrößen (Peak Pressure und Max. Force) durch die ausgefallenen Reihen verloren gegangen sind.
- Fehlende Spalten in den Druckabbildungen.
Fehlende Spalten sind analog zu fehlenden Reihen zu deuten.
- Dauerbelastete Sensoren.
Als Ursache kommen defekte Einzelsensoren in Betracht, die Meßsohle kann geknickt sein, Fremdkörper können sich zwischen Fuß und Sohle befinden. Solche Sensoren verursachen verschiedenste Druckwerte, es können keine, sehr niedrige aber auch sehr hohe Drücke resultieren, was letztendlich hohe Belastungen widerspiegelt, die dort reell nicht existieren. Dies kann zu Fehleinschätzungen der Örtlichkeit bzw. des Ausmaßes der ermittelten Meßgrößen führen.
- Dauerbelastete Reihen bzw. Spalten.
Es gilt prinzipiell das Gleiche wie bei dauerbelasteten Sensoren, zusätzlich kann hier aber auch das Verbindungskabel zur Meßsohle einen Defekt aufweisen.
- Rücklauf der Ganglinie (Center of Pressure).
Bei dauerbelasteten Sensoren, Reihen oder Spalten zeigt der Verlauf der Ganglinie Wendepunkte, liegt ein dauerbelasteter Sensor z.B. im Fersenbereich, so läuft die Ganglinie in Richtung dieses Sensors zurück. Dies kann im unbelasteten Zustand während der Flugphase des Fußes

auftreten, aber auch während der Abrollphase. Allerdings müssen bei der Betrachtung der Ganglinie Vorfußläufer von Rückfußläufern unterschieden werden. Rückfußläufer zeigen eine vom Rückfuß zum Großzehen verlaufende Ganglinie, ein Rücklauf oder Wendepunkte wären hier auffällig. Im Gegensatz dazu ist bei Vorfußläufern ein Rücklauf der Ganglinie mit Wendepunkten als physiologisch anzusehen, da diese zuerst mit dem Vorfuß auftreten und die Ferse erst danach belastet wird.

Schritte, in denen mindestens ein Ausschlußkriterium erfüllt war, wurden aussortiert.

Abb. 7 zeigt eine beispielhafte Darstellung eines korrekten Abrollvorganges:

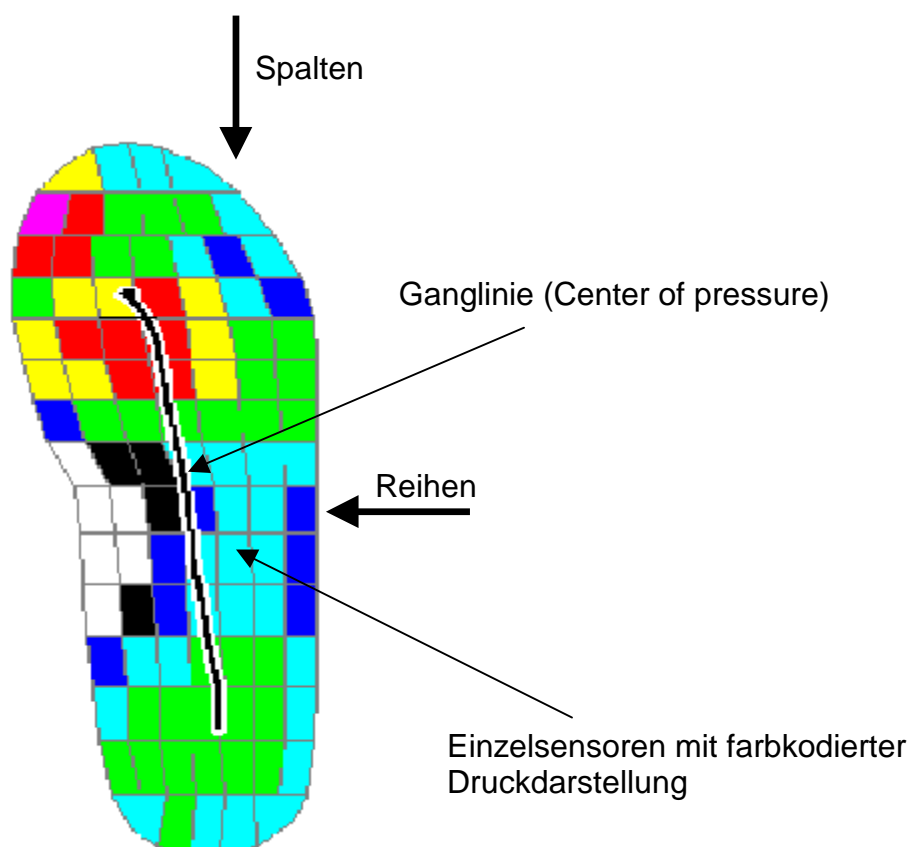


Abb. 7:
Plantares Druckbild mit Darstellung von Reihen und Spalten sowie der Ganglinie

3.3 Datenverarbeitung

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

Mit dem Programm „Average“ wurde aus den jeweils ausgewählten 8-10 Einzelschritten ein gemittelter Schritt berechnet. Mit dem gemittelten Schritt erfolgte nun die Maskenauswertung mit den Novel Anwendungen „Groupeditor“, „Groupmask“ und „Groupmask Evaluation“, es wurden die Meßgrößen Peak Pressure und Max. Force berechnet, diese wurden zwecks Vergleichbarkeit auf das Körpergewicht der einzelnen Probanden normiert.

3.4 Masken – Definition

Aus den Meßdaten wurde mit dem Novel-Programm „Average“ ein gemittelter Schritt errechnet.

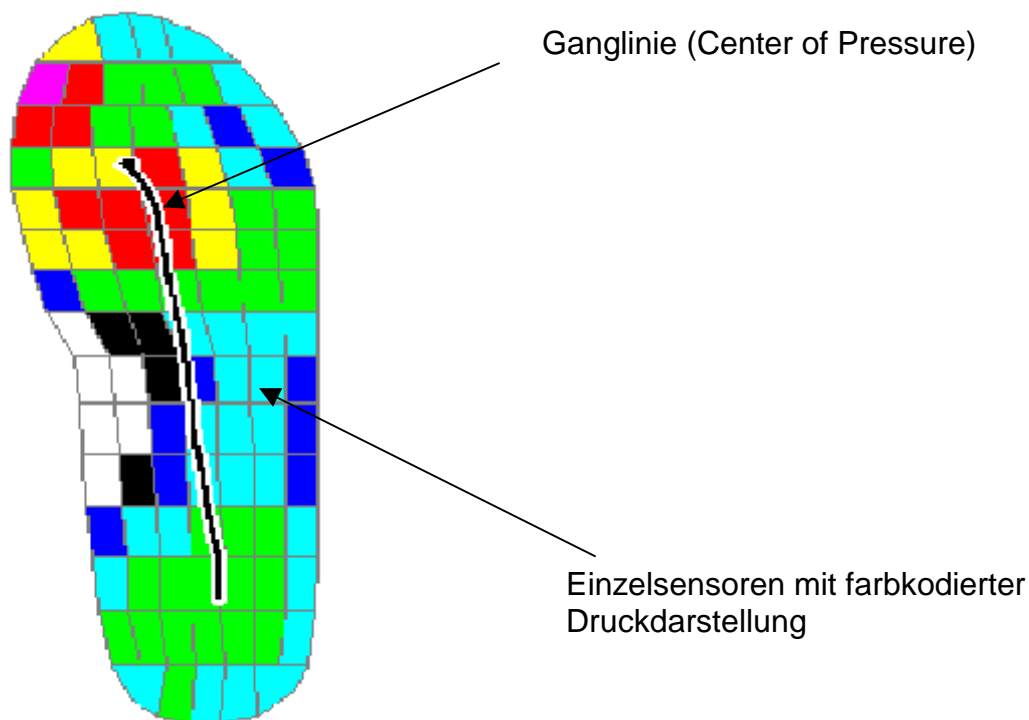


Abb. 8:
Beispiel eines gemittelten plantaren Druckbildes mit Darstellung druckbelasteter Sensoren und der Ganglinie

Zur genaueren lokalen Differenzierung des Abrollvorgangs bzw. des Druckbildes wurden über die gemittelten Schritte Maskenfelder gelegt, dazu wurden zwei Masken (PRC-Maske, siehe Abb. 9 und SP01-Maske, siehe Abb. 10) erstellt, die jeweils unterschiedliche Zonen des Druckbildes betrachten.

3.4.1 Die PRC-Maske

Die PRC Maske orientiert sich an anatomischen Strukturen des Fußes, sie bildet den Vor-, Mittel- und Rückfußbereich sowie getrennt die Metatarsaleköpfchen und Zehen ab, zudem kann die Druckverteilung medial und lateral gesondert betrachtet werden.

Die Aufteilung des Fußes erfolgt nach der von Cavanagh vorgeschlagenen Methode (Cavanagh P. R. et al. 1987). Der Rück- sowie Mittelfuß wird in jeweils ein mediales (M1 bzw. M3) und laterales (M2 bzw. M4) Maskenfeld aufgeteilt, der Vorfuß enthält drei Maskenfelder, M5 für das Köpfchen des Metatarsale I, M6 für das Köpfchen des Metatarsale II und M7 für die übrigen Metatarsaleköpfchen, die Zehen werden auch von drei Maskenfeldern abgebildet, M8 für die Großzehe, M9 für die zweite Zehe und M10 für die übrigen Zehen.

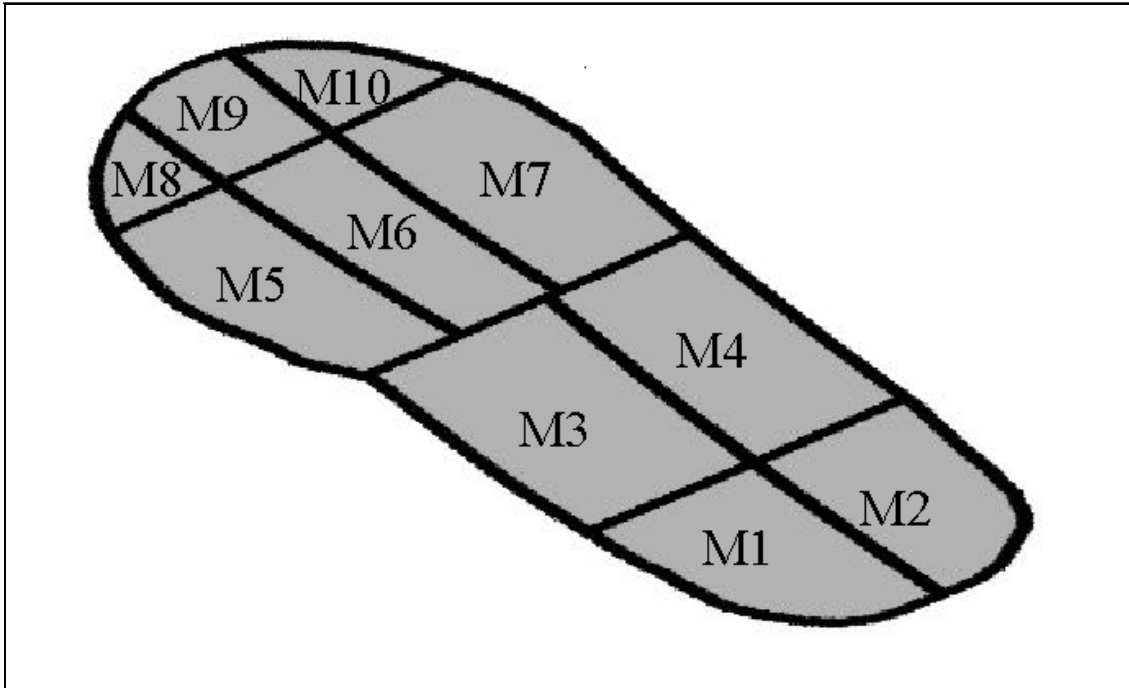


Abb. 9:
PRC Maske

3.4.2 Die SP01-Maske

Die SP01-Maske wurde entwickelt, um speziell in der Adaptationsstudie am Prototypen SP besondere Bereiche abzubilden, in denen neue Konstruktionsmerkmale meßtechnisch erfaßt werden sollten. Das Maskenfeld M2 umfaßt das mediale Längsgewölbe, der Prototyp SP besitzt dort eine erhöhte Längsgewölbestütze, das sogenannte „Medial Wedge“. Das Maskenfeld M3 bildet die dorsale Fersenkante ab, in diesem Bereich wurde im Prototypen SP die Einlegesohle höher nach dorsal ausgeformt, ähnlich einer orthopädischen Einlegesohle mit Schale. Das Maskenfeld M4 bildet den dorsolateralen Fersenbereich ab, dort befindet sich ein spezielles Dämpfungselement, das sogenannte „Crashpad“.

Das Maskenfeld M1 erfaßt den gesamten Fuß, d.h. den gesamten Abrollvorgang.

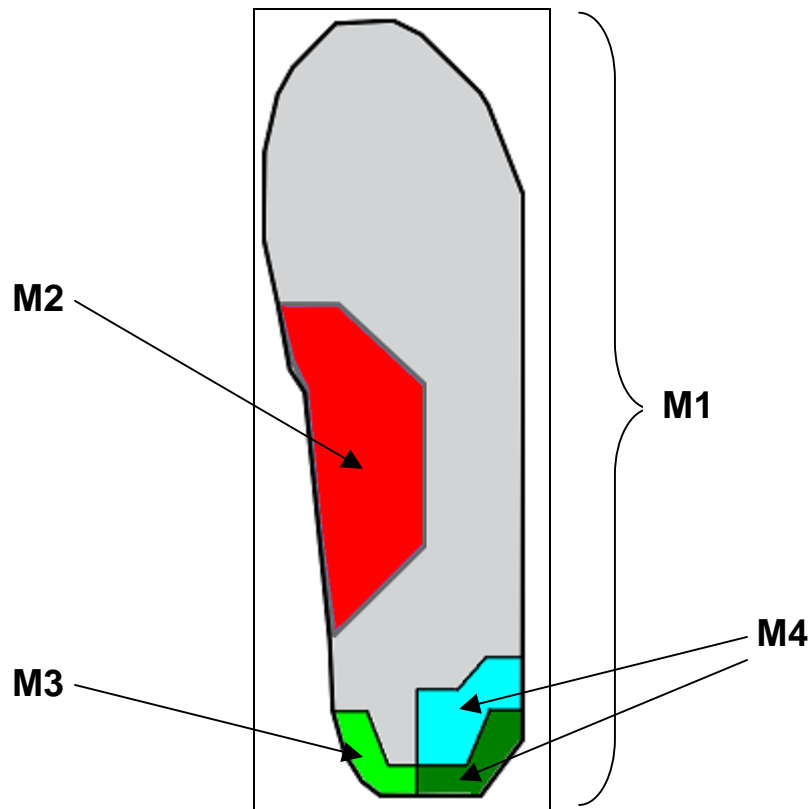


Abb. 10:
SP01 Maske

3.5 Meßgrößen - Definition

Innerhalb der Maskenfelder wurden folgende Meßgrößen bestimmt:

Peak Pressure: Höchster auftretender Druck in einem Maskenfeld.

Diese Meßgröße soll Spitzendrücke innerhalb eines Maskenfeldes erfassen, d.h. hohe lokal auftretende Bodenreaktionskräfte darstellen.

Max. Force: Summe aller einwirkenden Kräfte in einem Maskenfeld.

Diese Meßgröße soll die Gesamtbelastung eines Maskenfeldes erfassen, d.h. die Summe der einwirkenden Bodenreaktionskräfte darstellen. Die Meßgröße Max. Force kann auch als Maximalkraft bezeichnet werden.

Es wurden Meßgrößen zur Erfassung höchster Drücke und Kräfte bestimmt, da maximale Drücke und Kräfte als hauptsächliche Faktoren der

Beschwerdeentstehung gelten. Belastung und Überbelastung sowie daraus resultierende Beschwerden werden auf die auf den Läuferfuß einwirkenden Maximaldrücke und Maximalkräfte zurückgeführt (Segesser B. et al. 1980).

3.6 Reliabilitätsprüfung

Das Test-Retest-Design der Laborstudie diente zur Berechnung der Reliabilität und Variabilität der Meßapparaturen und des Meßaufbaus. Es wurden aus den Daten der beiden Meßtage Test-Retest-Variabilitäten für die einzelnen Konditionen errechnet, diese dienen der Einschätzung und Beurteilung der angewandten Meßmethodik und können als Maß zu derer Reproduzierbarkeit betrachtet werden.

3.6.1 Test-Retest-Variabilität (TRV) – Definition und Berechnung

Die TRV mißt das Verhältnis zwischen der (positiven) Differenz der Meßwerte aus Meßtag 1 und Meßtag 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 Berechnung erfolgt nach folgender Formel:

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

3.7 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.

Alle erfaßten Meßdaten wurden zunächst zwecks Erfassung und Ausschluß von Artefakten manuell kontrolliert. Anschließend erfolgte zur Plausibilitätskontrolle eine doppelte Eingabe aller Meßdaten in eine Datenbank (Jump) mit anschließendem Abgleich. Die Auswertung aller Meßgrößen erfolgte zunächst deskriptiv, wobei der Mittelwert, das 95 % - Konfidenzintervall bzw. der Standardfehler und die Standardabweichung berechnet und graphisch dargestellt wurden.

3.7.1 Fragestellungen und Hypothesen – Formulierung

Ein Ziel der vorliegenden Untersuchung war es zu überprüfen, ob Unterschiede zwischen den beiden Läufergruppen bestehen und ob chronische Beschwerden an der Achillessehne zu Veränderungen biomechanischer Meßgrößen im Laufmuster führen.

Als Fragestellung 1 wurde deshalb formuliert:

Gibt es Unterschiede im Laufmuster zwischen Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und beschwerdefreien Läufern?

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Untersuchung war es zu überprüfen, ob sich das Laufmuster nach einer zweiwöchigen Gewöhnungszeit an einen Laufschuh ändert und ob diese Adaptationseffekte zu Veränderungen biomechanischer Meßgrößen im Laufmuster führen, die meßtechnisch zu erfassen sind.

Als Fragestellung 2 wurde deshalb formuliert:

Gibt es Gewöhnungseffekte an eine bestimmte Schuhkondition und ändert sich das Laufmuster nach einer Adaptationsphase?

Zur Beantwortung der Fragestellungen sind die Unterschiede der erfaßten Meßgrößen zwischen den Gruppen (Achillessehnenbeschwerdengruppe ADY und Kontrollgruppe KO) bzw. zwischen den Meßtagen (Laborstudie und Adaptationsstudie) statistisch zu prüfen.

Die anthropometrischen Meßgrößen werden deskriptiv bearbeitet.

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 bzw. den Meßtagen nachzuweisen sind. Für den statistischen Nachweis der Beeinflussung des Laufmusters durch Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden bzw. durch Adaptationseffekte an einen Laufschuh wird auf die Untersuchungsgröße eine univariate (biomechanische Meßgröße), einfaktorielle (bzgl. der Gruppe) bzw. mehrfaktorielle (bzgl. Gruppe, Schuhkondition, Adaptationssituation) 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 ($\alpha = 0.05$), die Überprüfung auf Gleichheit der Varianzen in den einzelnen Gruppen mit dem Test nach BROWN-FORSYTHE ($\alpha = 0.05$).

Unter den gegebenen Bedingungen muß in der Fragestellung 1 die Nullhypothese H_{L_0} :

Das Laufmuster bei Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße nicht vom Laufmuster der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

zugunsten der Alternativhypothese H_{L1} :

Das Laufmuster bei Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße vom Laufmuster der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

auf einem Testniveau von $\alpha = 0.05$ verworfen werden.

Unter den gegebenen Bedingungen muß in der Fragestellung 2 die Nullhypothese H_{A0} :

Das Laufmuster nach zweiwöchiger Adaptationszeit an einen Laufschuh unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße nicht vom Laufmuster ohne Adaptationszeit

zugunsten der Alternativhypothese H_{A1} :

Das Laufmuster nach zweiwöchiger Adaptationszeit an einen Laufschuh unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße vom Laufmuster ohne Adaptationszeit

auf einem Testniveau von $\alpha = 0.05$ verworfen werden.

Bei Ablehnung der Nullhypothese H_{L0} bzw. H_{A0} zugunsten der Alternativhypothese H_{L1} bzw. H_{A1} werden die Mittelwertdifferenzen zwischen den verschiedenen Gruppen anschließend auf einem Testniveau von 5 % überprüft.

Die Darstellung der Daten aus den Reliabilitätsprüfungen erfolgt in Tabellenform mit Angabe des Mittelwerts und der Standardabweichung. Die Daten der Gruppenvergleiche der Labor- und Adaptationsstudie werden mittels Mean-Diamonds mit Mittelwerten und 95%-Konfidenzintervall dargestellt.

4. Ergebnisse I – Reliabilität der Meßmethode

4.1 Test-Retest-Variabilität – PRC-Maske

In der PRC-Maske zeigte sich die Test-Retest-Variabilität in den Maskenfeldern des Rückfußes (M1-M4) sowie in den Maskenfeldern des Vorfußes (M5-M7) für die Barfußkondition und die Schuhkonditionen stabil. Die Maskenfelder im Zehenbereich (M8-M10) zeigten eine höhere TRV.

Die TRV im Barfußlauf war in allen Maskenfeldern tendenziell höher als die der Schuhkonditionen. Dies zeigte sich in sämtlichen Meßgrößen.

4.1.1 Peak Pressure

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

Kondition	n	M1 TRV \pm SD	M2 TRV \pm SD	M3 TRV \pm SD
BF	20	37,99 \pm 35,91	30,00 \pm 36,97	37,29 \pm 32,05
EL	15	12,47 \pm 12,46	11,75 \pm 11,37	18,07 \pm 21,14
SP	17	15,49 \pm 8,82	13,49 \pm 8,35	10,61 \pm 10,99
ST	20	12,64 \pm 11,65	12,78 \pm 11,15	17,25 \pm 11,27

Kondition	n	M4 TRV \pm SD	M5 TRV \pm SD	M6 TRV \pm SD
BF	20	20,12 \pm 14,06	15,46 \pm 16,51	10,34 \pm 10,06
EL	15	10,74 \pm 7,27	10,79 \pm 9,75	8,09 \pm 6,78
SP	17	6,90 \pm 5,91	16,44 \pm 15,47	5,47 \pm 4,09
ST	20	13,55 \pm 9,85	8,20 \pm 5,38	6,31 \pm 5,45

Kondition	n	M7 TRV \pm SD	M8 TRV \pm SD	M9 TRV \pm SD
BF	20	14,97 \pm 16,41	45,17 \pm 44,99	58,47 \pm 45,12
EL	15	9,61 \pm 6,98	40,09 \pm 53,19	27,01 \pm 23,22
SP	17	10,57 \pm 10,82	31,51 \pm 39,22	48,58 \pm 44,33
ST	20	13,51 \pm 11,58	42,60 \pm 45,99	48,40 \pm 53,39

Kondition	n	M10 TRV \pm SD
BF	20	54,68 \pm 53,09
EL	15	45,63 \pm 64,11
SP	17	35,55 \pm 46,13
ST	20	32,99 \pm 42,98

4.1.2 Max. Force

Tab. 5:
Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. Force in der PRC-Maske
TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	n	M1 TRV \pm SD	M2 TRV \pm SD	M3 TRV \pm SD
BF	20	34,30 \pm 31,33	35,50 \pm 38,99	50,05 \pm 44,82
EL	15	14,99 \pm 18,24	14,47 \pm 12,37	25,97 \pm 21,15
SP	17	14,28 \pm 9,18	15,27 \pm 10,80	23,04 \pm 15,43
ST	20	15,41 \pm 12,71	15,00 \pm 13,60	16,68 \pm 12,13

Kondition	n	M4 TRV \pm SD	M5 TRV \pm SD	M6 TRV \pm SD
BF	20	19,09 \pm 14,73	35,52 \pm 27,08	20,32 \pm 18,63
EL	15	9,48 \pm 10,33	15,32 \pm 18,24	14,97 \pm 14,29
SP	17	18,76 \pm 19,42	39,54 \pm 28,54	15,31 \pm 8,43
ST	20	17,54 \pm 17,14	21,17 \pm 18,22	12,52 \pm 7,51

Kondition	n	M7 TRV \pm SD	M8 TRV \pm SD	M9 TRV \pm SD
BF	20	26,34 \pm 18,02	84,72 \pm 63,82	68,65 \pm 50,49
EL	15	9,23 \pm 6,32	50,84 \pm 61,78	43,28 \pm 53,08
SP	17	19,72 \pm 13,38	58,23 \pm 43,51	65,00 \pm 59,85
ST	20	15,85 \pm 13,15	67,29 \pm 58,30	51,20 \pm 54,72

Kondition	n	M10 TRV \pm SD
BF	20	79,06 \pm 56,25
EL	15	58,60 \pm 69,01
SP	17	65,97 \pm 61,08
ST	20	53,85 \pm 54,73

4.2 Test-Retest-Variabilität – SP01-Maske

In der SP01-Maske zeigte sich die Test-Retest-Variabilität in allen Maskenfeldern (M1-M4) und unter allen Laufkonditionen stabil, auch hier hatte der Barfußlauf tendenziell die höchste TRV. Die Maske zur Erfassung des gesamten Abrollvorganges (M1) war am stabilsten. Dies zeigte sich in beiden Meßgrößen.

4.2.1 Peak Pressure

Tab. 6:
Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak Pressure in der SP01-Maske
TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	n	M1 TRV \pm SD	M2 TRV \pm SD
BF	20	12,02 \pm 11,79	13,56 \pm 15,04
EL	15	10,28 \pm 9,05	8,53 \pm 7,04
SP	17	5,96 \pm 4,67	5,17 \pm 3,35
ST	20	7,53 \pm 5,68	7,19 \pm 5,79

Kondition	n	M3 TRV \pm SD	M4 TRV \pm SD
BF	20	36,82 \pm 47,35	33,18 \pm 24,97
EL	15	17,93 \pm 18,89	11,67 \pm 10,04
SP	17	9,47 \pm 6,70	7,57 \pm 6,03
ST	20	8,87 \pm 10,49	9,52 \pm 9,60

4.2.2 Max. Force

Tab. 7:
Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. Force in der SP01-Maske
TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden

Kondition	n	M1 TRV \pm SD	M2 TRV \pm SD
BF	20	6,88 \pm 5,16	19,68 \pm 16,38
EL	15	6,32 \pm 5,51	10,63 \pm 10,02
SP	17	4,42 \pm 4,23	12,62 \pm 12,77
ST	20	7,89 \pm 5,33	13,77 \pm 10,13

Kondition	n	M3 TRV \pm SD	M4 TRV \pm SD
BF	20	65,25 \pm 46,70	43,36 \pm 21,60
EL	15	17,79 \pm 17,62	12,37 \pm 11,69
SP	17	9,17 \pm 6,12	6,09 \pm 4,51
ST	20	13,39 \pm 13,79	11,65 \pm 8,77

4.3 Zusammenfassung der Test-Retest-Variabilität

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die TRV beider Masken in allen Laufkonditionen in den jeweiligen Maskenfeldern stabil war, die TRV des Barfußlaufes war dabei tendenziell höher als die TRV der Laufschuhkonditionen.

5. Ergebnisse II – Vergleich der Gruppen ADY und KO

5.1 Fragestellung 1 (PRC-Maske):

Gibt es Unterschiede im Laufmuster zwischen Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und beschwerdefreien Läufern?

5.1.1 Barfußlauf (BF)

Statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen bezüglich Peak Pressure ergaben sich für den Barfußlauf zwischen den Gruppen ADY und KO in den Maskenfeldern M5, M6 und M7 sowie in den summierten Feldern M5+M6 und M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 11-15)

Die Achillodyniegruppe zeigte dabei stets signifikant niedrigere Werte von Peak Pressure als die Kontrollgruppe.

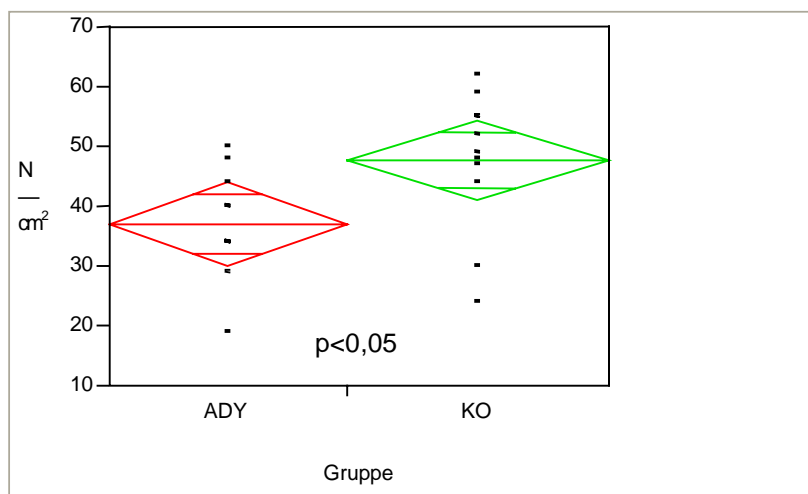


Abb. 11:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske

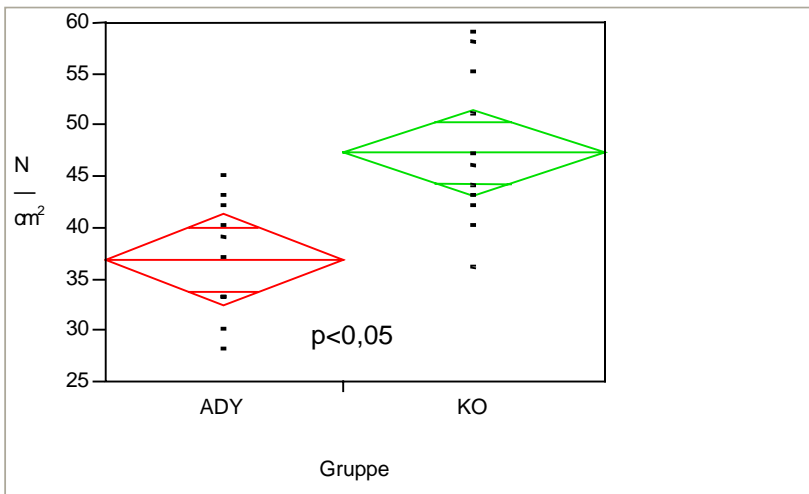


Abb. 12:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

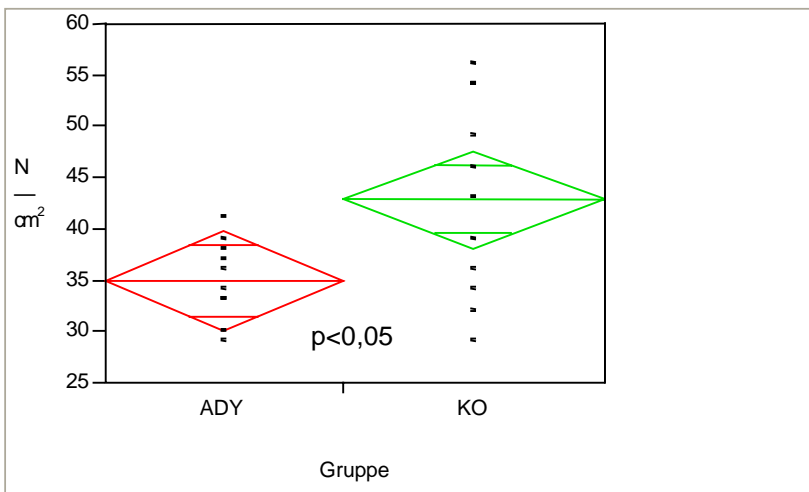


Abb. 13:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske

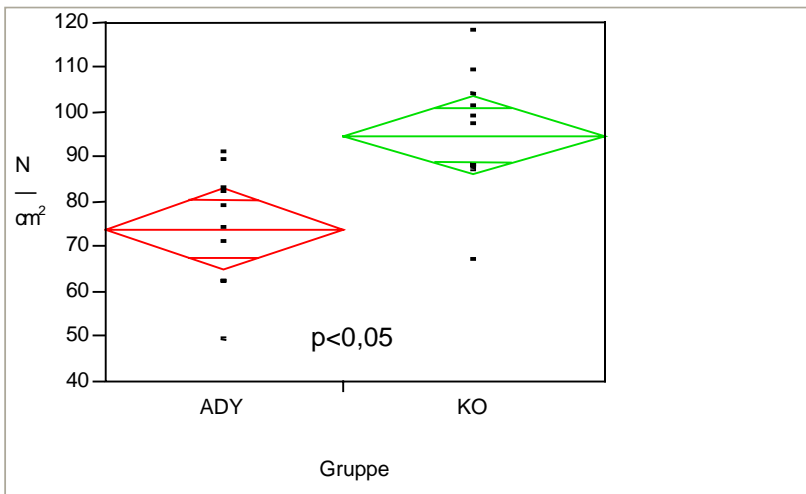


Abb. 14:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske

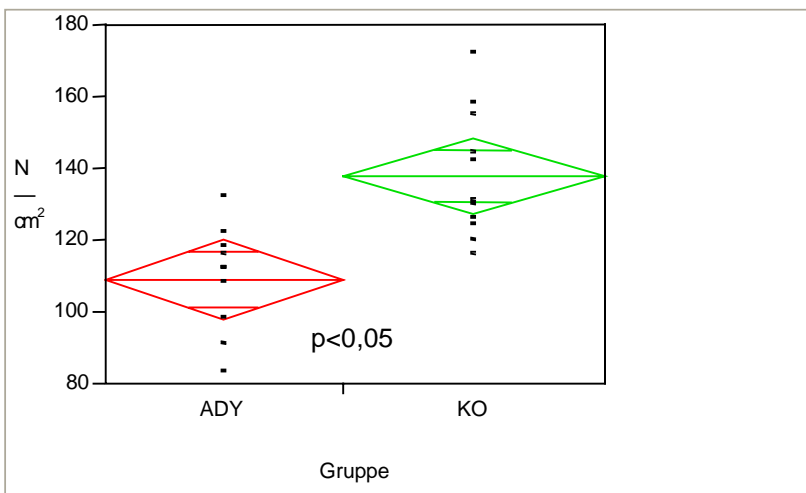


Abb. 15:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

Für die Meßgröße Max. Force ergaben sich für den Barfußlauf signifikante Mittelwertdifferenzen im Maskenfeld M6 sowie in den summierten Feldern M5+M6 sowie M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$.

Die Meßwerte von Max. Force waren analog zu Peak Pressure bei den Läufern mit Achillessehnenbeschwerden signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe.

5.1.2 Prototyp (SP)

Für den Lauf im Prototypen zeigten sich statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen bezüglich Peak Pressure zwischen den Gruppen ADY und KO im Maskenfeld M6 sowie im summierten Feld M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 16 und 17)

Die Läufer der Achillodyniegruppe erreichten dabei signifikant niedrigere Meßwerte als die Läufer der Kontrollgruppe.

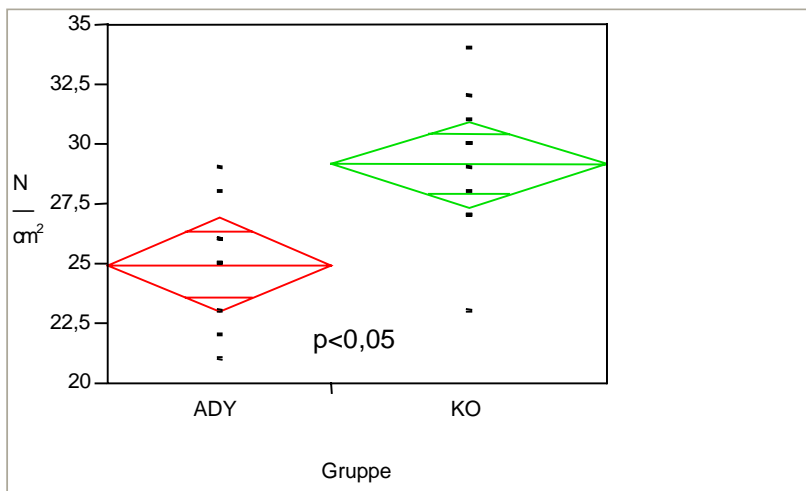


Abb. 16:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

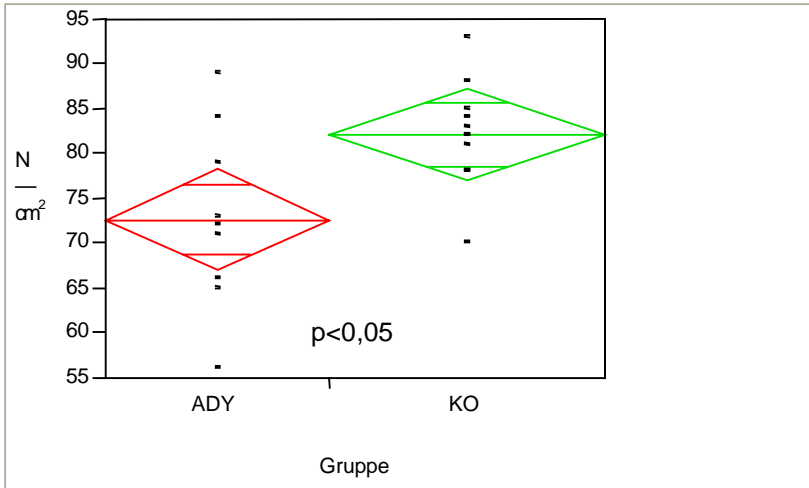


Abb. 17: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

5.1.3 Neutraler Laufschuh (EL)

Im neutralen Laufschuh Elite ergaben sich zwischen den Gruppen ADY und KO statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen bezüglich Peak Pressure in den Maskenfeldern M6 und M7 sowie in den summierten Feldern M5+M6 und M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 18-21)

Die gemessenen Werte waren bei den Läufern mit Achillessehnenbeschwerden signifikant niedriger als bei den beschwerdefreien Probanden.

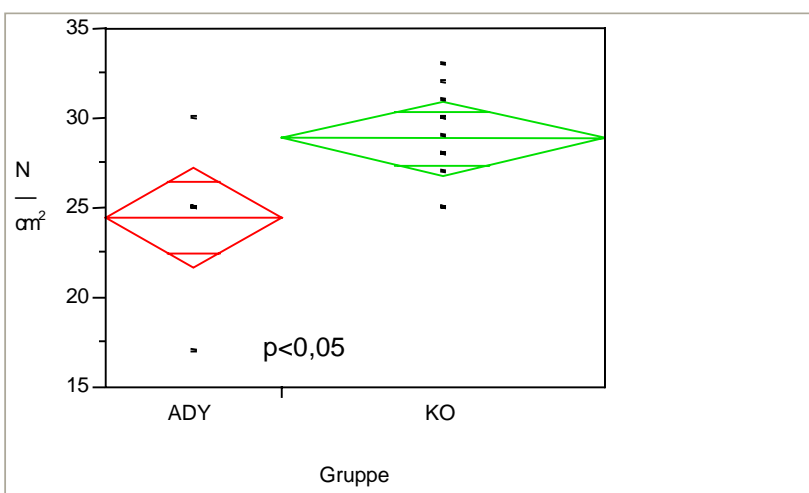


Abb. 18: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufschuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

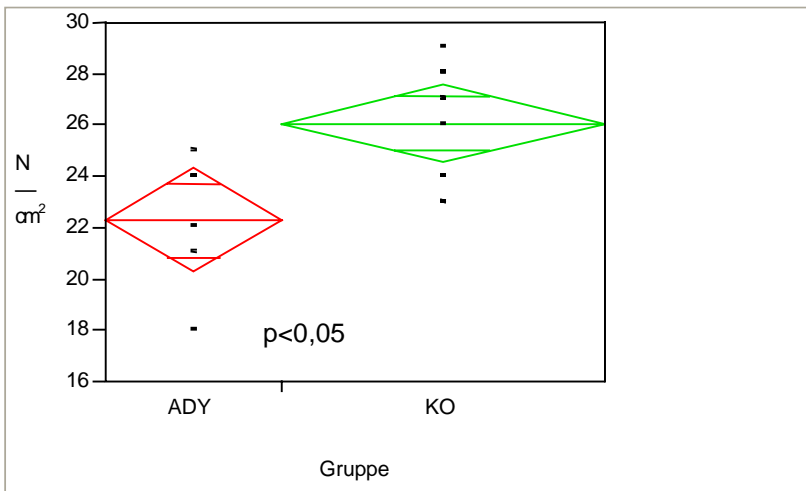


Abb. 19:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufsuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske

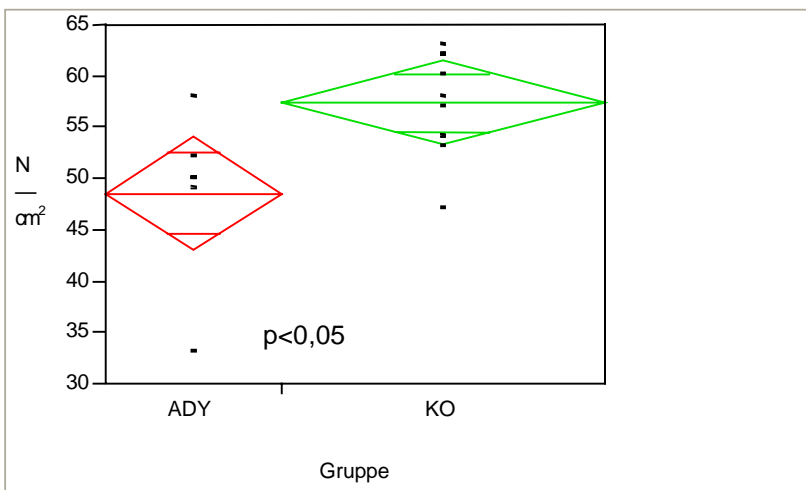


Abb. 20:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufsuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske

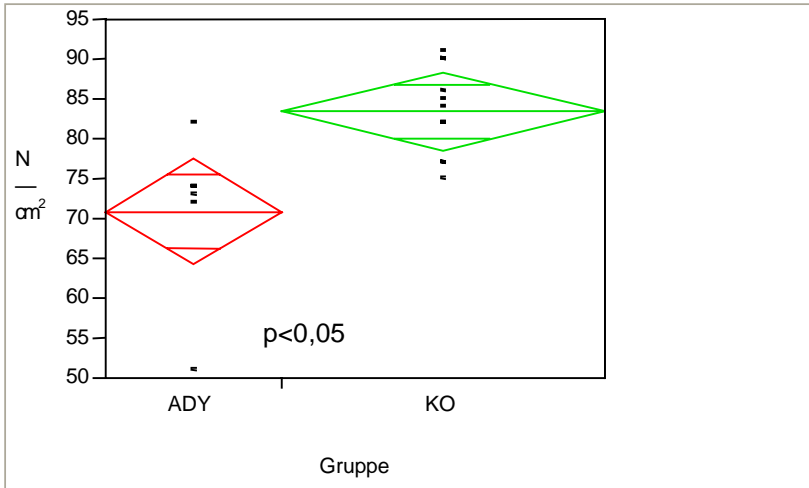


Abb. 21: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufsuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

5.1.4 Stabilitätsschuh (ST)

Statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen bezüglich Peak Pressure zeigten sich für den Lauf im Stabilitätsschuh Structure Triax zwischen den Gruppen ADY und KO in den Maskenfeldern M5 und M6 sowie in den summierten Feldern M5+M6 und M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 22-25)

Auch im Stabilitätsschuh Structure Triax waren die Werte in der Achillodyngruppe signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe.

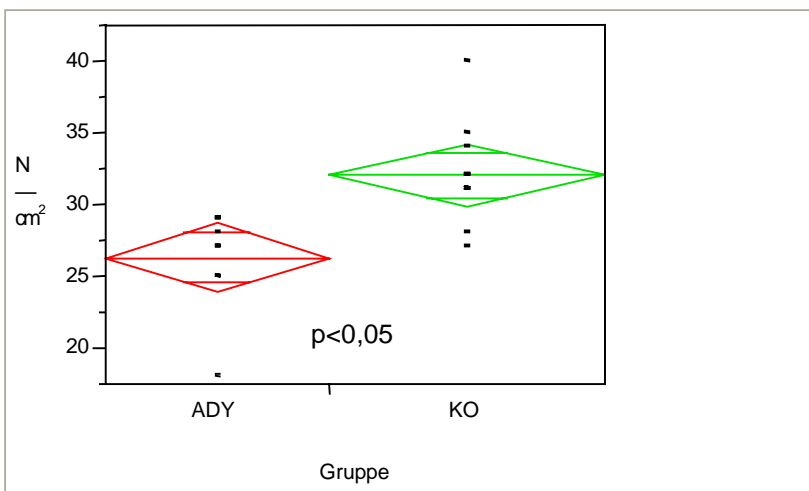


Abb. 22: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske

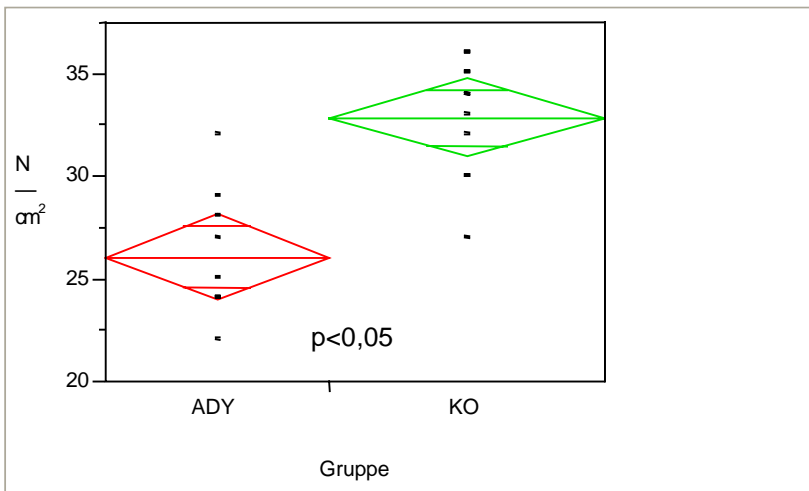


Abb. 23:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

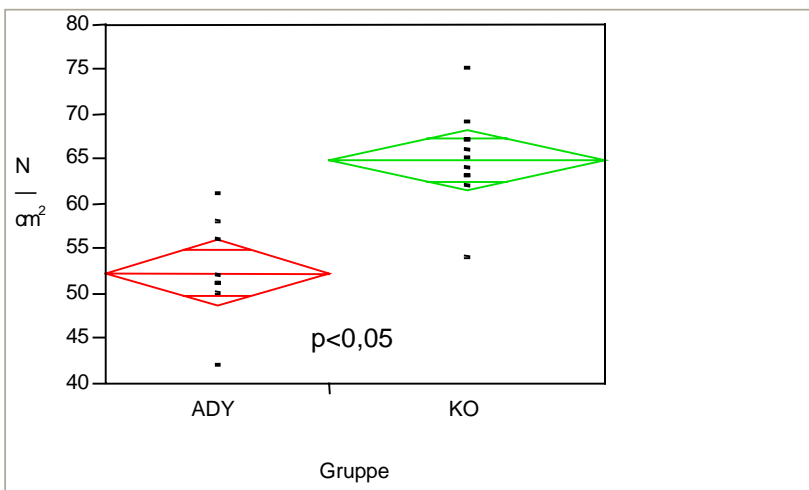


Abb. 24:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske

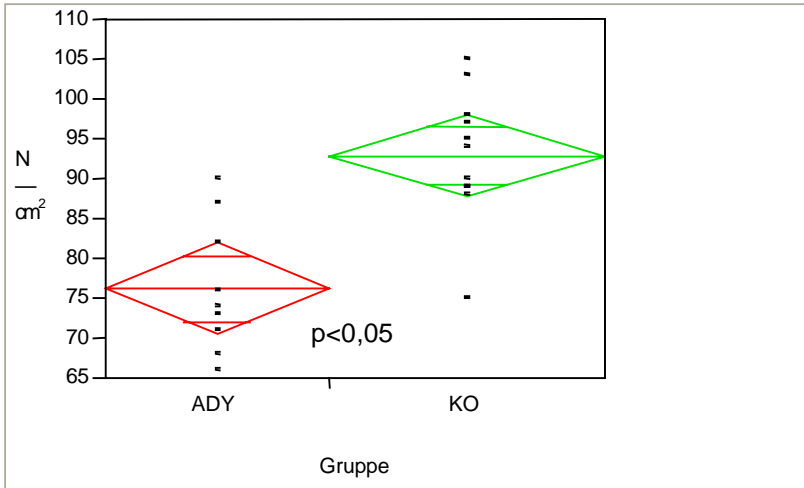


Abb. 25: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

5.1.5 Zusammenfassung Fragestellung 1

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß im Barfußlauf sowie in allen Schuhkonditionen statistisch signifikante Unterschiede im Laufmuster zwischen beschwerdefreien Läufern sowie Läufern mit Achillessehnenbeschwerden meßbar waren. Dies gilt für die Barfußkondition sowie für alle Laufschuhe in den jeweils dargestellten Maskenfeldern der Meßgröße Peak Pressure sowie für die oben dargestellten Maskenfelder der Meßgröße Max. Force im Barfußlauf.

Dabei zeigten die Läufer mit Achillessehnenbeschwerden hinsichtlich der Abstoßsituation stets signifikant niedrigere Druck- bzw. Kraftwerte als die Läufer ohne Achillessehnenbeschwerden.

Bezüglich dieser Maskenfelder und Meßgrößen kann somit die Nullhypothese HL_0 :

Das Laufmuster bei Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße nicht vom Laufmuster der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

auf einem Testniveau von $\alpha = 0.05$ zugunsten der Alternativhypothese HL_1 :

Das Laufmuster bei Vorliegen von Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße vom Laufmuster der Kontrollgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

verworfen werden.

5.2 Fragestellung 2 (PRC-Maske und SP01-Maske):

Gibt es Gewöhnungseffekte an eine bestimmte Schuhkondition und ändert sich das Laufmuster nach einer Adaptationsphase?

5.2.1 PRC-Maske, Barfußlauf (BF)

Bezüglich Peak Pressure ergaben sich für den Barfußlauf zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP keine statistisch signifikanten Unterschiede, es gibt im Barfußlauf keine statistisch nachweisbaren Adaptationseffekte. (siehe Abb. 26 und 27)

Zur Veranschaulichung wurden die Diagramme des Maskenfeldes M6 sowie des summierten Maskenfeldes M5+M6+M7 ausgewählt, da diese Maskenfelder in den Gruppenvergleichen (siehe 5.1) stets signifikante Unterschiede hervorbrachten und Adaptationseffekte ebenfalls hauptsächlich im Vorfußbereich erwartet wurden.

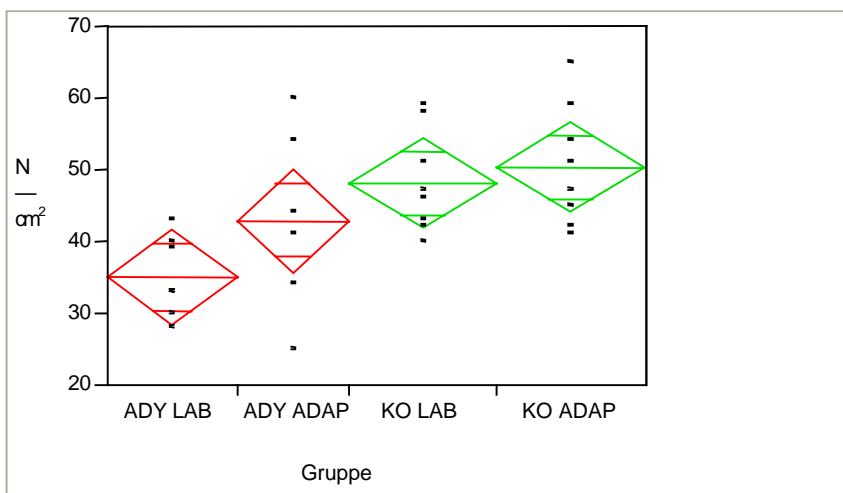


Abb. 26:
Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

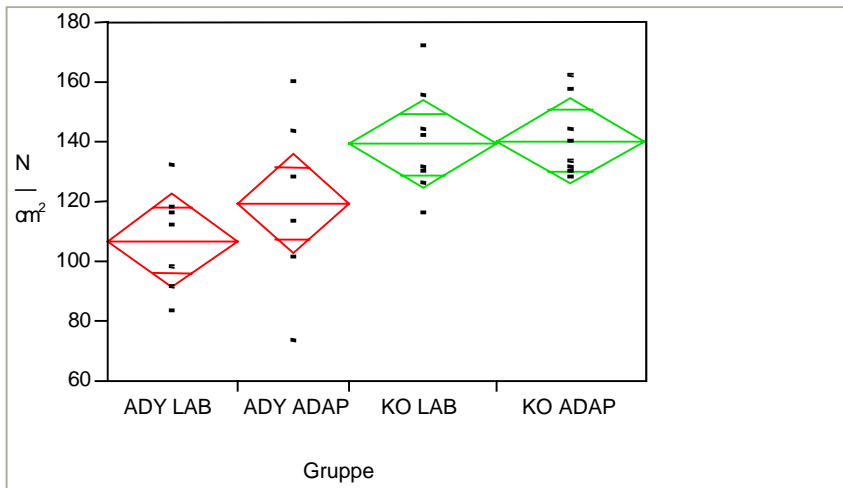


Abb. 27: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

Bezüglich der Meßgröße Max. Force zeigten sich für die Barfußkondition zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP ebenfalls keine statistisch signifikanten Unterschiede.

5.2.2 PRC-Maske, Prototyp (SP)

Für den Lauf im Prototypen zeigten sich bezüglich Peak Pressure zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP keine statistisch signifikanten Unterschiede, Adaptationseffekte für den Lauf im Prototypen waren statistisch nicht nachweisbar. (siehe Abb. 28 und 29)

Zur Veranschaulichung wurden auch hier die Diagramme des Maskenfeldes M6 sowie des summierten Maskenfeldes M5+M6+M7 herangezogen.

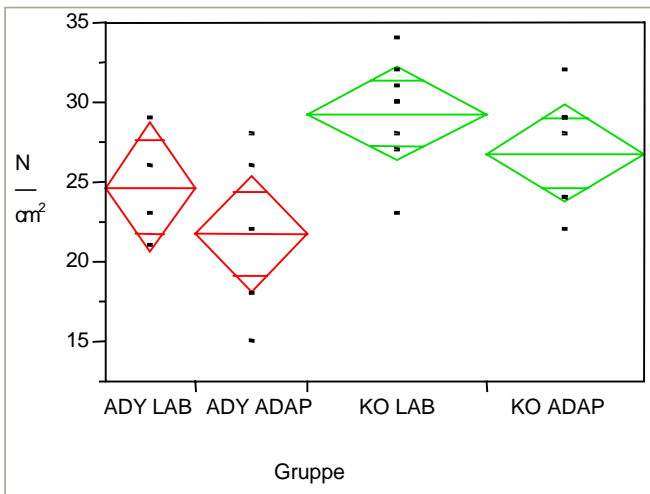


Abb. 28:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

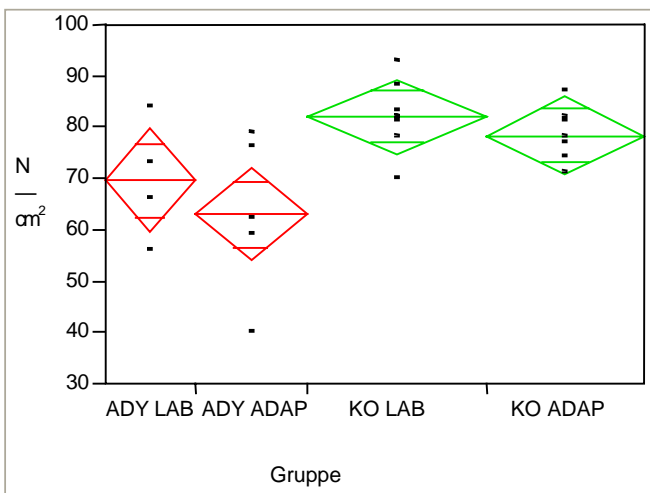


Abb. 29:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

Die Meßgröße Max. Force zeigte sich analog zur Meßgröße Peak Pressure, es fanden sich für den Lauf im Prototypen zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP keine statistisch signifikanten Unterschiede.

5.2.3 SP01-Maske, Barfußlauf (BF)

In der SP01-Maske ergaben sich im Barfußlauf bezüglich Peak Pressure zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP keine statistisch signifikanten Unterschiede, es gibt keine statistisch nachweisbaren Adaptationseffekte für den Barfußlauf. (siehe Abb. 30-33)

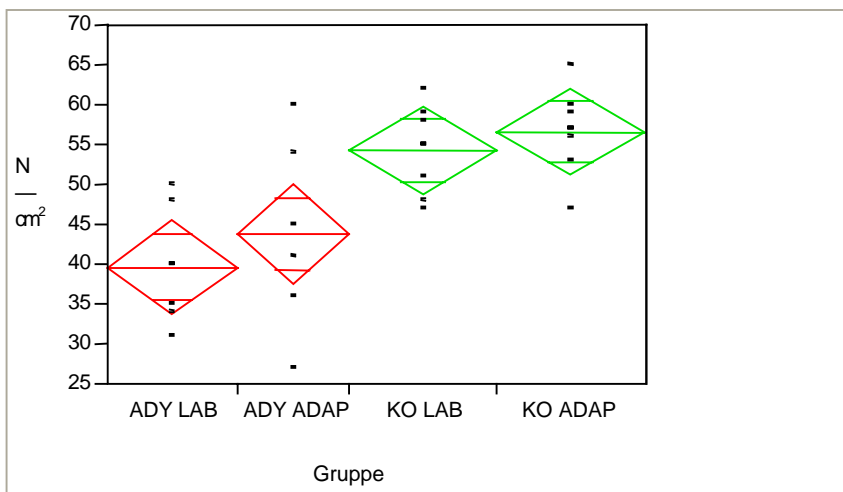


Abb. 30: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1 der SP01-Maske

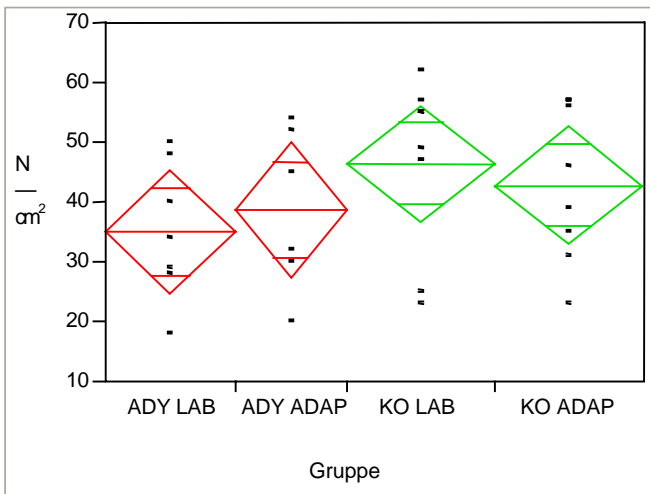


Abb. 31:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der SP01-Maske

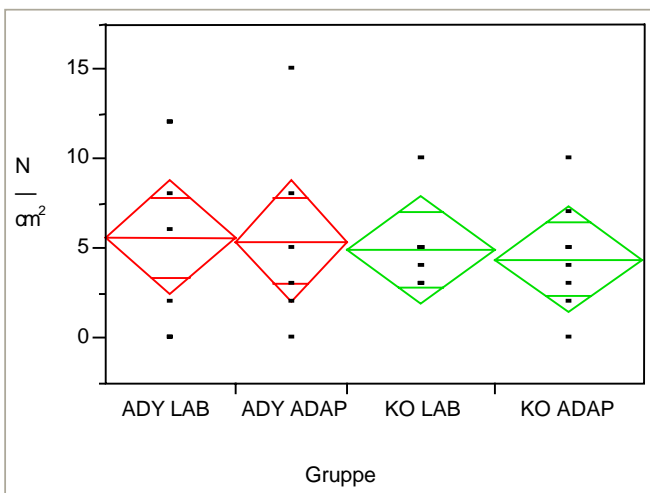


Abb. 32:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der SP01-Maske

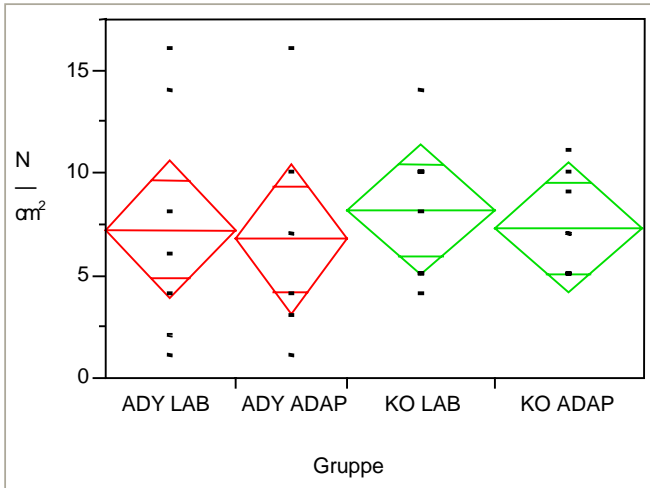


Abb. 33: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der SP01-Maske

Bezüglich der Meßgröße Max. Force zeigten sich in der SP01-Maske ebenfalls keine statistisch signifikanten Unterschiede im Barfußlauf, Adaptationseffekte konnten nicht nachgewiesen werden.

5.2.4 SP01-Maske, Prototyp (SP)

Bezüglich Peak Pressure ergaben sich für den Lauf im Prototypen zwischen den Gruppen ADY LAB und ADY ADAP sowie KO LAB und KO ADAP keine statistisch signifikanten Unterschiede, es gibt keine statistisch nachweisbaren Adaptationseffekte für den Lauf im Prototypen. (siehe Abb. 34-37)

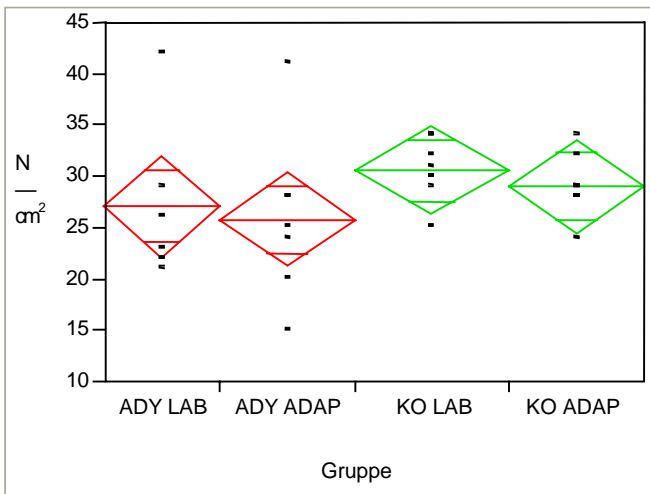


Abb. 34:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1 der SP01-Maske

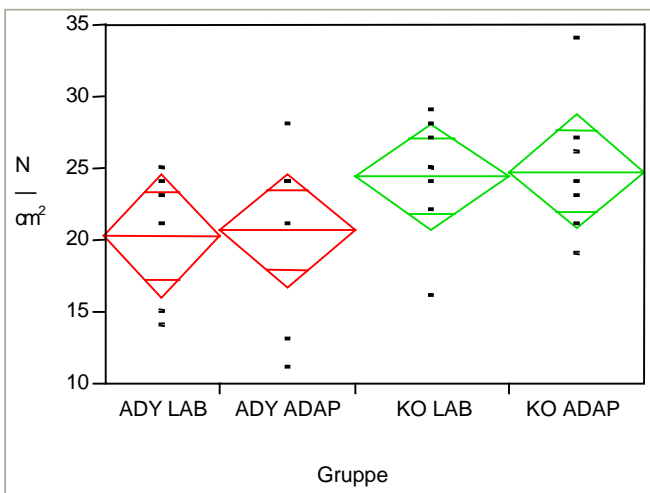


Abb. 35:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der SP01-Maske

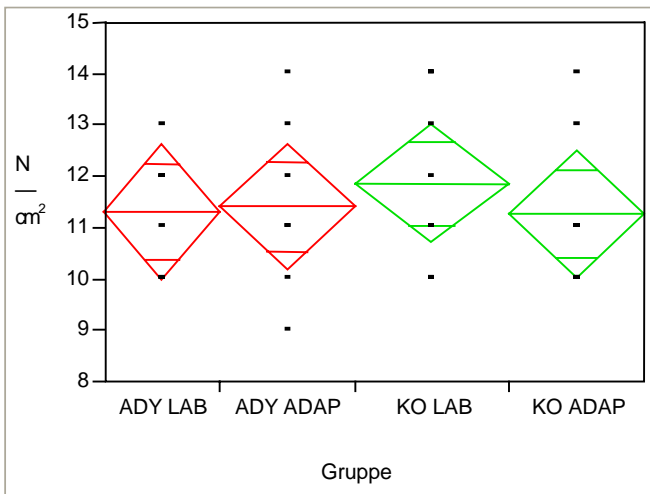


Abb. 36:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der SP01-Maske

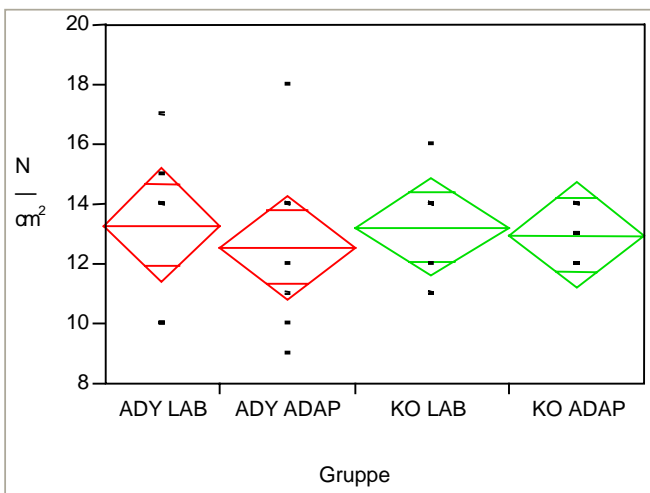


Abb. 37:
 Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der SP01-Maske

Analoges gilt für die Meßgröße Max. Force, es fanden sich keine statistisch nachweisbaren Adaptationseffekte für den Lauf im Prototypen.

5.2.5 Zusammenfassung Fragestellung 2

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß Adaptationseffekte in keiner Kondition und Meßgröße nachweisbar waren. Auch die speziell zur Erfassung der Konstruktionsmerkmale des Prototypen entwickelte SP01-Maske erbrachte in der Adaptationsstudie keine weiteren Erkenntnisse.

Somit muß die Nullhypothese H_{A_0} :

Das Laufmuster nach zweiwöchiger Adaptationszeit an einen Laufschuh unterscheidet sich bezüglich der jeweiligen Meßgröße nicht vom Laufmuster ohne Adaptationszeit

auf einem Testniveau von $\alpha = 0.05$ beibehalten werden.

6. Ergebnisse III – Vergleich der Laufkonditionen

6.1 Laborstudie, PRC-Maske

6.1.1 Peak pressure

Im Vergleich der einzelnen Schuhkonditionen ergaben sich in der Achillodynegruppe statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen von Peak Pressure im Test nach Tukey-Kramer für den Barfußlauf gegen alle anderen Laufschuhe (Prototyp, Elite und Structure Triax) in den Maskenfeldern M2 und M4 sowie im summierten Maskenfeld M2+M4 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 38, 39 und 43)

Im Barfußlauf wurden dabei signifikant höhere Druckwerte erreicht als in den jeweiligen Laufschuhen.

Statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen von Peak Pressure im Test nach Tukey-Kramer zeigten sich für den Barfußlauf gegen alle anderen Laufschuhe (Prototyp, Elite und Structure Triax) in beiden Gruppen ADY und KO in den Maskenfeldern M5, M6 und M7 sowie in den summierten Maskenfeldern M5+M6 und M5+M6+M7 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. (siehe Abb. 40-42 und 44-45)

Auch hier war Peak Pressure in der Barfußkondition stets signifikant höher als in jeglicher Schuhkondition.

Die Laufschuhe Prototyp, Elite und Structure Triax zeigten in dieser Meßgröße untereinander keine statistisch signifikanten Unterschiede.

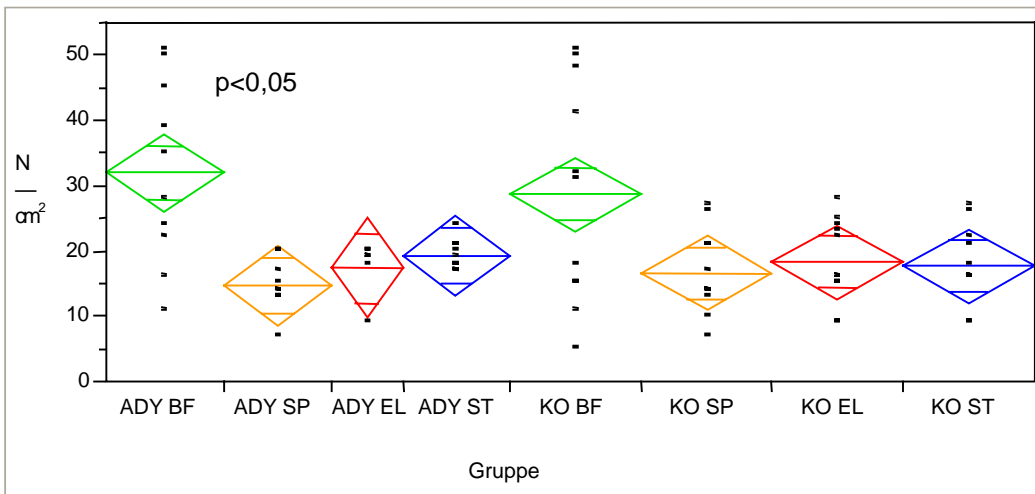


Abb. 38:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der PRC-Maske

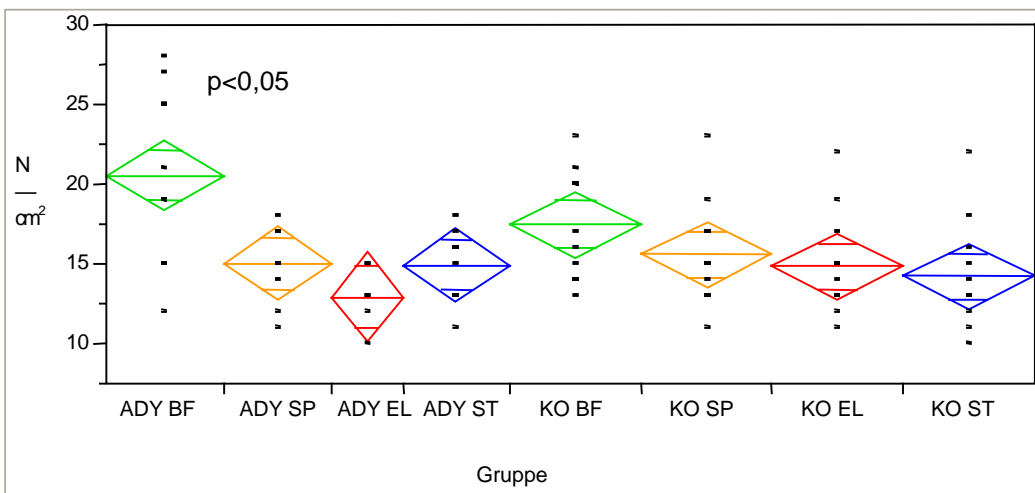


Abb. 39:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der PRC-Maske

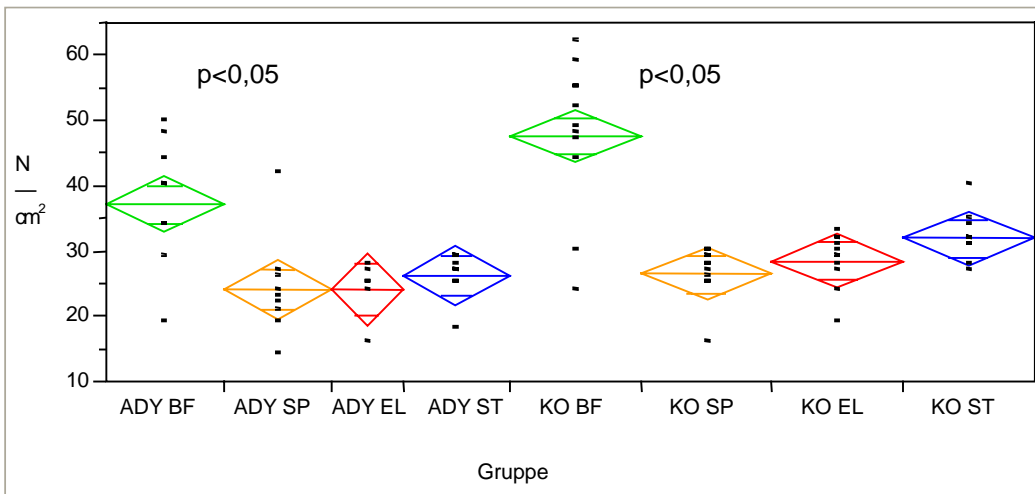


Abb. 40:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske

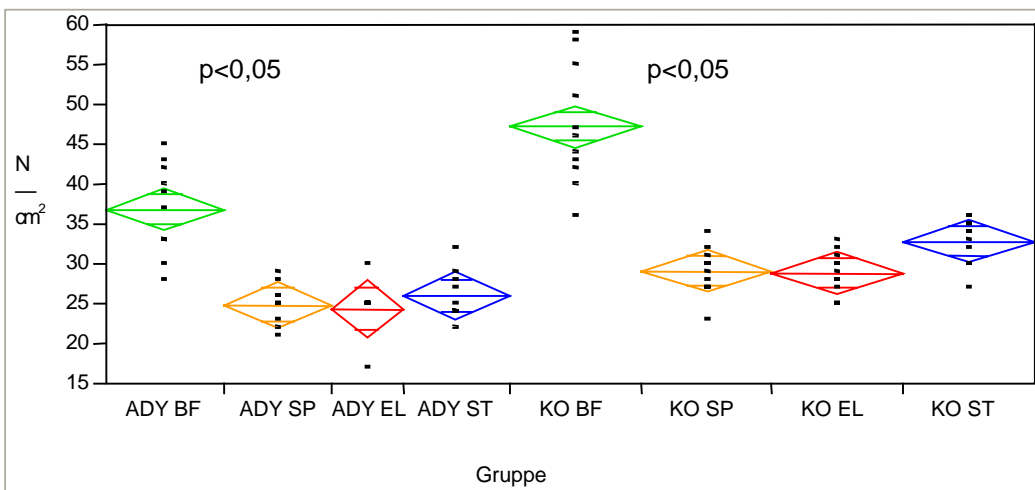


Abb. 41:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske

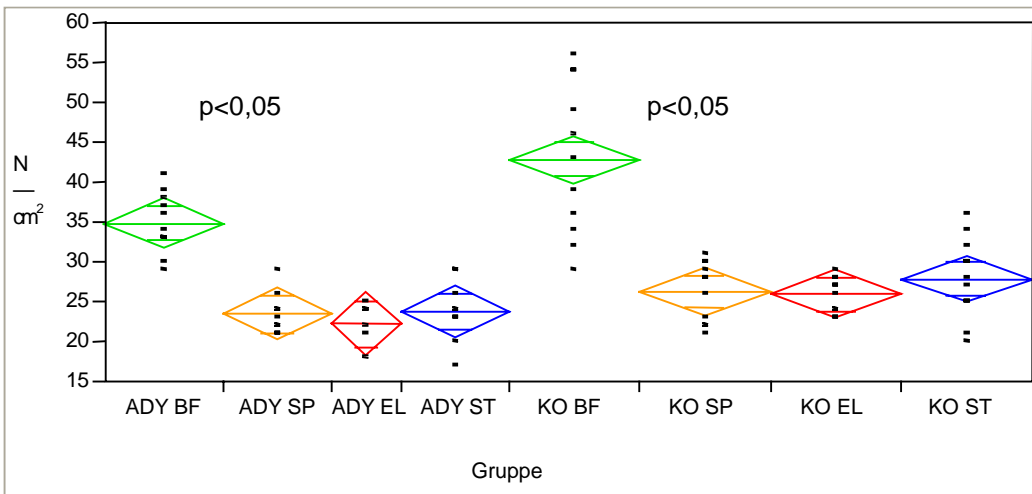


Abb. 42:
Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske

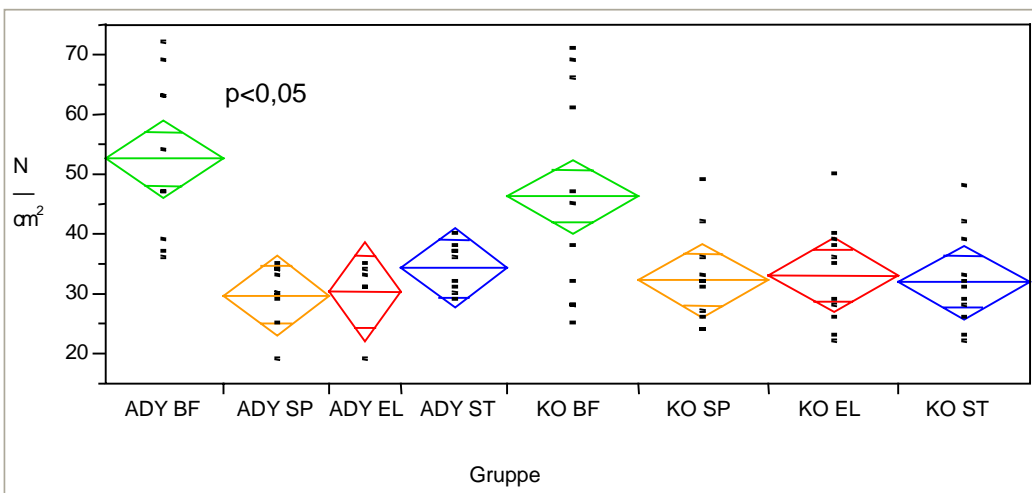


Abb. 43:
Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4 der PRC-Maske

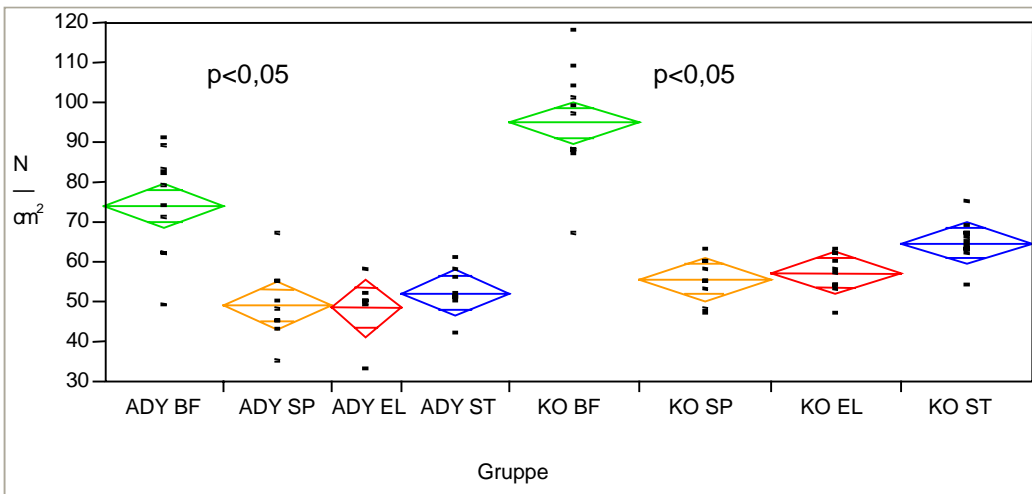


Abb. 44:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske

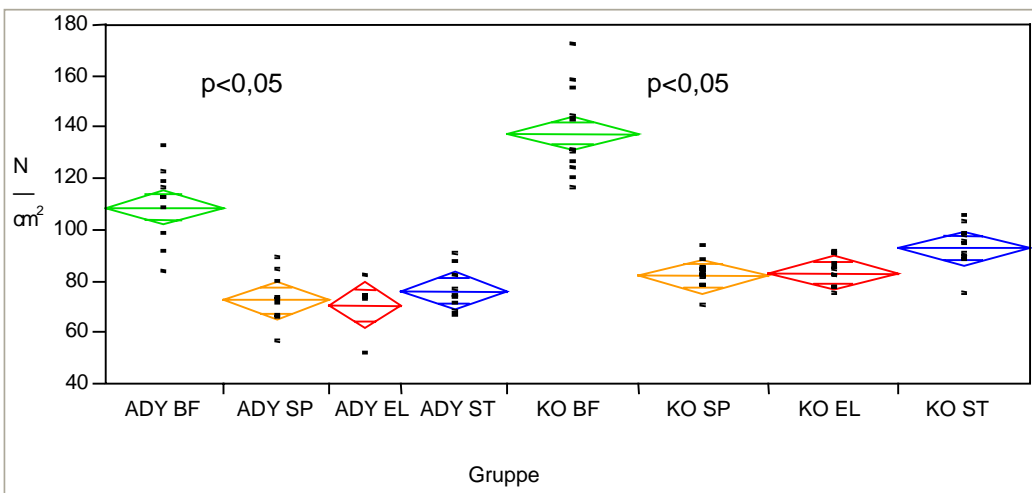


Abb. 45:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske

6.1.2 Zusammenfassung des Vergleichs der Laufkonditionen, Peak Pressure

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß sich die Barfußkondition in den betrachteten Gruppen und Maskenfeldern bezüglich der Meßgröße Peak Pressure von allen anderen Laufschuhen statistisch signifikant unterschieden hat. Der Barfußlauf zeigte in den signifikanten Vergleichen stets höhere Druckwerte als alle Laufschuhe.

Die Laufschuhe untereinander unterschieden sich nicht.

6.1.3 Max. Force

Im Vergleich der einzelnen Schuhkonditionen zeigten sich statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen von Max. Force im Test nach Tukey-Kramer für den Barfußlauf gegen den Prototypen und den Stabilitätsschuh Structure Triax in der Achillodyniergruppe im Maskenfeld M3 auf einem Testniveau von $p < 0,05$. Die Maximalkraft war im Barfußlauf signifikant niedriger als im Prototypen und im Stabilitätsschuh.

Der Prototyp zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied zum Elite, Max. Force war im Maskenfeld M3 signifikant höher.

Zudem ergaben sich in der Kontrollgruppe statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen bezüglich Max. Force im Test nach Tukey-Kramer für den Barfußlauf gegen alle anderen Laufschuhe (Prototyp, Elite und Structure Triax) im Maskenfeld M3 auf einem Testniveau von $p < 0,05$.

Die in der Barfußkondition gemessenen Werte von Max. Force waren signifikant niedriger als in allen Laufschuhen. Der Prototyp SP zeigte erneut eine signifikant höhere Maximalkraft im Maskenfeld M3 als der Elite. Der Elite sowie der Structure Triax unterschieden sich nicht. (siehe Abb. 46)

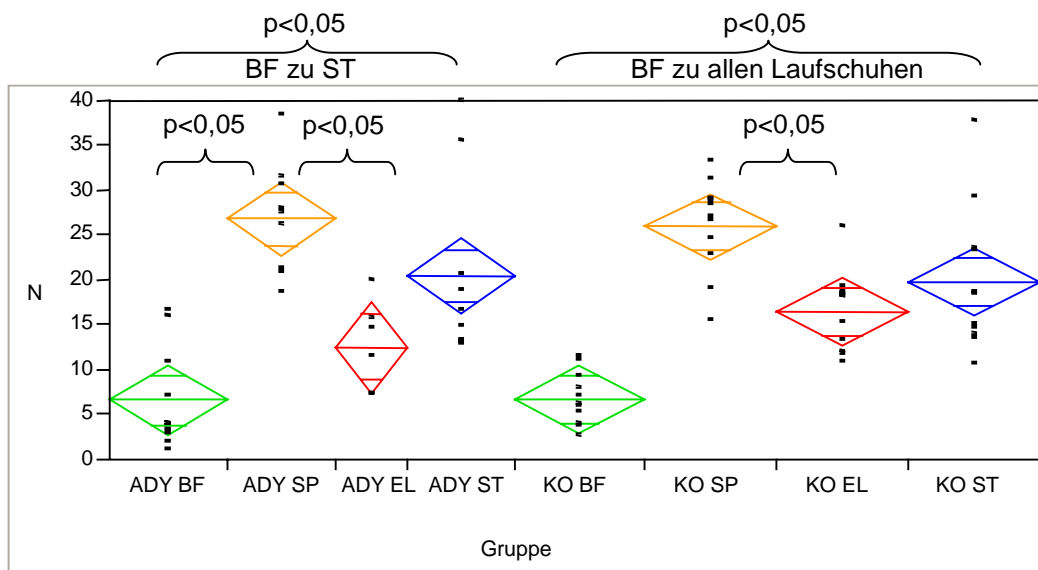


Abb. 46:
 Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Max. Force (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der PRC-Maske

6.1.4 Zusammenfassung des Vergleichs der Laufschuhkonditionen, Max. Force

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Barfußkondition in beiden Gruppen bezüglich der Meßgröße Max. Force im Maskenfeld M3 im Vergleich zu den anderen Laufschuhen statistisch signifikante Unterschiede aufwies, eine Ausnahme stellte nur der Elite in der Achillodyniegruppe dar, der sich vom Barfußlauf nicht signifikant unterschieden hat.

In beiden Gruppen zeigte zudem der Prototyp einen statistisch signifikanten Unterschied zum Elite, insgesamt erreichte der Prototyp im Maskenfeld M3 die höchsten Werte bezüglich der Meßgröße Max. Force.

Diese Unterschiede der Meßgröße Max. Force traten nur im Maskenfeld M3 der PRC-Maske auf, in allen anderen Maskenfeldern gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede.

7. Diskussion

7.1 Diskussion der Ergebnisse I – Reliabilität der Meßmethode

Das verwendete Pedar mobile System der Firma Novel, München wurde bereits vielfach untersucht. Dem System wurde eine gute Genauigkeit der Druckmessungen sowie Zuverlässigkeit bei wiederholten Messungen bescheinigt (Hsiao H. et al. 2002, McPoil T. G. et al. 1995, Quesada P. et al. 1997). Die Belastung der Meßsohlen erfolgte dabei mit definierten Drücken, diese wurden dann mit den gemessenen Druckwerten verglichen. Der Versuchsablauf wurde mehrfach wiederholt, um die Meßgenauigkeit bei wiederholten Messungen zu ermitteln. Kernozek et al. zeigten 1996 in einer Untersuchung des Pedar-Systems dessen hohe Reliabilität für alle Meßgrößen, diese war abhängig von der Anzahl der zur Berechnung herangezogenen Schritte. Es wurden verschiedene anatomische Regionen am Fuß unterschieden, allerdings wurde der Gang der Probanden über das Laufband betrachtet. Zur Erreichung höchster Verlässlichkeit wurden maximal neun Schritte betrachtet und in die Berechnungen einbezogen.

Die genannten Studien ermittelten zum einen die Meßgenauigkeit des Systems, d.h. die korrekte Wiedergabe der einwirkenden Kräfte (Hsiao H. et al. 2002, McPoil T. G. et al. 1995, Quesada P. et al. 1997), zum anderen wurden wiederholte Messungen (an einem Meßtag, in kurzem zeitlichen Abstand) in der Gangbewegung betrachtet (Kernozek T. W. et al. 1996). Es war unklar, wie reliabel die Meßmethode in der Laufbewegung ist, zudem betrug der zeitliche Abstand zwischen den Meßtagen in der vorliegenden Studie mindestens 7 Tage.

Um die Zuverlässigkeit der in unseren Untersuchungen verwendeten Meßsysteme unter Laufbedingungen darzustellen, wurde vorab die Reliabilität der Meßmethoden überprüft. Es werden zunächst die Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung der Meßmethoden der Untersuchung diskutiert, bevor anschließend die inhaltliche Diskussion der Hauptfragestellungen stattfindet. Zur

Beurteilung der Reproduzierbarkeit der vorgestellten Meßmethoden wurden die Schwankungen der Meßgrößen an zwei Meßtagen über die Test-Retest-Variabilität bestimmt.

7.1.1 PRC-Maske

Im Bereich des Vor- sowie des Rückfußes zeigte sich die Test-Retest-Variabilität stabil, dies gilt sowohl für die Barfußkondition als auch für die Schuhkonditionen. Die Maskenfelder im Zehenbereich zeigten eine deutlich höhere TRV. Die TRV im Barfußlauf war in allen Maskenfeldern tendenziell höher als die der Schuhkonditionen. Dies zeigte sich in sämtlichen Meßgrößen. (siehe Tab. 4 und 5)

Der Abrollvorgang und die damit verbundene Belastung des Fußes zeigte sich in der Barfußkondition am variabelsten. Alle Schuhkonditionen wiesen bis auf einige wenige Ausnahmen eine deutlich niedrigere TRV auf, diese war unter den einzelnen Laufschuhen insgesamt durchaus vergleichbar und lag in ähnlichen Wertebereichen.

Als Erklärung für diese Unterschiede kann angeführt werden, daß die eingelegte Druckmeßsohle im Gymnastikschuh, der die Barfußkondition simulieren soll, weniger gut fixiert ist und somit Lageänderungen zum Fuß durch Verrutschen der Meßsohle auftreten können. In den Laufschuhen ist die Meßsohle durch die festere Schuhkonstruktion und durch die bessere Paßform ähnlich einer Einlegesohle eingebettet und dadurch sicherer fixiert, Lageänderungen der Sohle kommen somit seltener vor, auch das Ausmaß einer Lageänderung ist durch die Form des Schuhs limitiert. Zudem werden die Laufschuhe geschnürt, was dem Gesamtverbund Fuß–Meßsohle–Schuh zusätzliche Stabilität und Formkonstanz gibt.

Im Bau von Laufschuhen sind drei Aspekte hervorzuheben: Der Schuh soll dämpfen, stützen und führen (Cook S. D. et al. 1985, Drez D. 1980, Nigg B. M. et al. 1986, Segesser B. et al. 1993), die stabilen und vergleichbaren Test-Retest-Variabilitäten aller drei untersuchten Laufschuhe bestätigen dies, der Fuß scheint beim Abrollvorgang ein stabiles Muster zu haben, der Schuh schient die Bewegung.

Die stabilen TRV-Werte im Bereich des Vor- sowie des Rückfußes sind durch die Dauerbelastung der Maskenfelder in diesen Bereichen beim Abrollvorgang zu erklären, dieser beginnt dorsolateral am Rückfuß und kreuzt die Fußlängsachse nach medial zum Metatarsale-I-Köpfchen, der Abstoß erfolgt über die Großzehe (Czerniecki J. M. 1988, Rodgers M. M. 1995). Die Maskenfelder M1 bis M7 bilden diesen während des Abrollvorganges dauerbelasteten Bereich ab, bei stabilem Laufmuster zeigen sich auch die wiederholten Messungen stabil.

Im Zehenbereich (Maskenfelder M8 bis M10) zeigte sich die TRV im Lauf deutlich variabler, dies kann an einem Längenunterschied des Fußes zur Meßsohle liegen, so daß kein Kontakt und somit keine Belastung einzelner distal liegender Meßsensoren auftritt, was zu variierenden Meßwerten im Zehenbereich und somit zu hohen TRV-Werten führt. Überdies hinaus läuft der Abrollvorgang hauptsächlich, wie oben beschrieben, über den Großzehenstrahl, die Belastung der übrigen Zehen scheint variabler zu sein.

7.1.2 SP01-Maske

In der SP01-Maske zeigte sich die Test-Retest-Variabilität in allen Maskenfeldern (M1-M4) und unter allen Laufkonditionen stabil, auch hier hatte der Barfußlauf bis auf eine Ausnahme (Maskenfeld M1, Meßgröße Max. Force, Structure Triax) die höchste TRV.

Die Maske zur Erfassung des gesamten Abrollvorganges (M1) zeigte sich am stabilsten. Dies gilt für sämtlichen Meßgrößen. (siehe Tab. 6 und 7)

Die stabilen TRV-Werte wurden bereits in 7.1.1 diskutiert, die insgesamt niedrigeren TRV-Werte resultieren aus der Tatsache, daß die SP01-Maske ausschließlich im Abrollvorgang dauerbelastete Bereiche abbildet, variabel belastete Maskenfelder wie der Zehenbereich der PRC-Maske werden nicht betrachtet. Das Maskenfeld M1 bildet den gesamten Abrollvorgang ab, es werden alle Drücke und Kräfte innerhalb aller Fußbereiche abgebildet. Bei stabilem Laufmuster, v.a. im Schuh, ergeben sich somit auch stabile und niedrige TRV-Werte. Das stabile Laufmuster im Laufschuh ergibt sich, wie oben

bereits geschildert, aus den Forderungen des Laufschuhbaus nach Stützung, Dämpfung und Führung.

Die durchweg hohen Standardabweichungen aller angegebenen TRV-Werte sind ein Indiz dafür, daß eher von einem konstanten als von einem proportionalen Meßfehler auszugehen ist.

7.2 Diskussion der Ergebnisse II

– Vergleich der Gruppen ADY und KO

Zur Beantwortung der Hauptfragestellungen „*Gibt es Unterschiede im Laufmuster zwischen Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und beschwerdefreien Läufern?*“ und „*Gibt es Gewöhnungseffekte an eine bestimmte Schuhkondition und ändert sich das Laufmuster nach einer Adaptationsphase?*“ sind Unterschiede in der Druckverteilung unter dem Fuß des Läufers während des Laufens zwischen den Gruppen (Achillodyniegruppe und Kontrollgruppe) für unterschiedliche Bedingungen untersucht worden.

7.2.1 Fragestellung 1:

Gibt es Unterschiede im Laufmuster zwischen beschwerdefreien Läufern sowie Läufern mit Achillessehnenbeschwerden ?

Aus unseren Untersuchungen geht hervor, daß im Barfußlauf sowie in allen Schuhkonditionen in den jeweils dargestellten Maskenfeldern die Meßgröße Peak Pressure statistisch signifikante Unterschiede im Laufmuster zwischen beschwerdefreien Läufern sowie Läufern mit Achillessehnenbeschwerden erfaßte. (siehe Abb. 11-25)

Für die Barfußkondition galt dies auch für die Meßgröße Max. Force.

Statistisch signifikante Unterschiede zeigten sich dabei ausschließlich in den einzelnen Maskenfeldern M5 bis M7 sowie in den summierten Maskenfeldern M5+M6 sowie M5+M6+M7 des Vorfußes.

Die Achillessehnenbeschwerdegruppe zeigte in den Maskenfeldern mit signifikanten Gruppenunterschieden stets niedrigere Werte als die Kontrollgruppe.

Der Vorfußbereich wurde während des Abrollvorganges von den untersuchten Gruppen unterschiedlich belastet. Die Achillodyngruppe wies unter allen Konditionen geringere Spitzendrücke auf, im Barfußlauf war die Gesamtbelastung im Vorfußbereich der Probanden mit Achillessehnenbeschwerden ebenfalls niedriger. Beschwerden haben Einfluß auf die Abstoßphase des Abrollvorganges, in der Literatur oft als „Heel Off“ bezeichnet (Czerniecki J. M. 1988, Nuber G. W. 1988, Subotnick S. I. 1985), die Probanden mit Achillessehnenbeschwerden zeigten in diesem Bereich sowohl barfuß als auch im Laufschuh reduzierte Drücke, Schmerzen schienen die Läufer daran zu hindern, mit voller Kraft den Abstoß durchzuführen.

Im Barfußlauf war neben den Spitzendrücken auch die Gesamtbelastung des Vorfußes bei der Achillodyngruppe geringer, diese unverfälschte Situation ohne Schuheinfluß deutete auf die beschwerde- und schmerzbedingt geringere Kraftentwicklung beim Abstoß hin.

Der Abstoß bzw. das „Heel Off“ wird eingeleitet durch die Kontraktion der Mm. gastrocnemius medialis et lateralis sowie des M. soleus (Czerniecki J. M. 1988, Novacheck T. F. 1998, Nuber G. W. 1988, Ounpuu S. 1994). Die Kontraktion dieser Muskeln erzeugt eine Kraft, die über die Achillessehne auf das Fersenbein übertragen wird, die Belastung der Achillessehne ist dabei abhängig von der einwirkenden Muskelkraft (Komi P. V. 1990).

Segesser et al. zeigten 1980 die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden anhand biomechanischer Unterschiede des Laufens im Schuh gegenüber dem Barfußlauf, so verminderte ein Laufschuh durch die dämpfenden Eigenschaften der Sohle zwar hohe Kraft- und Druckspitzen beim Abrollvorgang, allerdings hatte er auch Einfluß auf den Bewegungsablauf. Während der Landung des Fußes knickte das Fersenbein aus der initialen Varusstellung ein, im Vergleich zum Barfußlauf war diese Valgisierungsbewegung im Laufschuh deutlich verstärkt, die Autoren halten sie für mindestens doppelt so hoch. Diese abrupte

Valgisierungsbewegung des Fersenbeins erzeugt an der Achillessehne asymmetrische Zugverhältnisse, die als Faktoren der Beschwerdeentstehung gelten. Im Zeitpunkt des Abstoßens beträgt im Barfußlauf der Winkel der Achillessehne zum Fersenbein etwa 180° , im Laufschuh wurden Werte bis 160° gemessen, der dadurch bestehende „Knick“ in der Achillessehne und die Verschiebung des Sehnenansatzpunktes am Fersenbein nach medial werden ebenso als Faktoren der Beschwerdeentstehung diskutiert. Bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden wurde zudem eine verstärkte Varisierung des Fersenbeins in der letzten Phase des Abstoßes festgestellt. Biedert beschrieb ebenfalls die Entstehung von Beschwerden an der Achillessehne durch permanenten Wechsel der anfänglichen Supinations- in die folgende Pronationsstellung des Rückfußes, wodurch Reizungen der Sehne entstehen können (Biedert R. 1991).

Der Abstoß mit verminderter über die Achillessehne übertragener Kraft scheint die Beschwerden der Achillodyniegruppe zu verringern bzw. wirkt der Beschwerdeprogredienz entgegen, die gemessenen niedrigeren Spitzendrücke und die im Barfußlauf niedrigere Gesamtbelastung im Vorfußbereich scheinen bei den Läufern mit Achillessehnenbeschwerden die Beschwerden tolerabel zu machen.

Läufer mit Beschwerden weisen ein anderes Bewegungsmuster auf als beschwerdefreie Läufer, Segesser et al. vermuten diese Unterschiede in allen Phasen des Abrollvorganges (Segesser B. et al. 1987), die vorliegende Studie zeigt, daß sich Unterschiede zwischen Läufern mit und ohne Achillessehnenbeschwerden meßtechnisch erfassen lassen, allerdings gelang dies nur im Vorfußbereich, der Rückfuß- sowie der Zehenbereich zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede.

7.2.2 Fragestellung 2:

Gibt es Gewöhnungseffekte an eine bestimmte Schuhkondition und ändert sich das Laufmuster nach einer Adaptationsphase?

In der Adaptationsstudie waren in keiner Kondition und Meßgröße Gewöhnungseffekte an den Prototypen nachzuweisen. Auch die speziell zur Erfassung der Konstruktionsmerkmale des Prototypen entwickelte SP01-Maske erbrachte keine weiteren Erkenntnisse.

Frühere Studien zur Adaptation an verschiedene Schuhbedingungen kamen zu einem ähnlichen Ergebnis.

Schaff untersuchte zwei konstruktiv unterschiedliche Laufschuhe an 12 Läufern ohne Beschwerden, allerdings hatten die Probanden keine Adaptationszeit an die jeweilige Schuhkondition, es wurden in der gleichen Sitzung jeweils 200 Schrittzyklen untersucht. In den von ihm durchgeführten Druckverteilungsmessungen traten keine signifikanten Unterschiede in den Druckverteilungsmustern der untersuchten Laufschuhe auf. Schaff führte dies darauf zurück, daß die Läufer ihr individuelles Laufmuster in den unterschiedlichen Laufschuhen beibehalten, Schuheffekte scheinen vom Fuß kompensiert zu werden, so daß meßtechnisch keine Unterschiede zu erfassen sind (Schaff P. 1996).

Andere Studienergebnisse führten zu der Vermutung, daß Läufer sich an unterschiedliche Laufschuhbedingungen, d.h. an verschieden konstruierte Laufschuhe gewöhnen, d.h. ihren Laufstil anpassen. Es wurde angenommen, daß dies durch Änderung der Auftrittsgeschwindigkeit und/oder Änderung der Haltung der unteren Extremitäten während der Landephase des Fußes erfolgt (Bahlsen H. A. et al. 1984, Nigg B. M. 1985a).

7.2.3 Diskussion der Meßmethode – einschränkende Faktoren

Bei den Druckmessungen wurde ein Meßsystem verwendet, das mit einer Samplingrate von 50 Hz arbeitet. Die Abrollbewegung eines Fußes dauert beim Laufen etwa 230 ms (Cavanagh P. R. 1987), in unserer Untersuchung gab es je nach Kondition und Individuum Zeitdauern des Abrollvorganges von 160 ms bis 300 ms. Bedingt durch die technisch vorgegebene Samplingrate von 50 Hz wird

ein Abrollvorgang in relativ große Abschnitte unterteilt, wie im Methodenteil bereits beschrieben bestanden einzelne Schritte somit aus 8-15 Frames zu je 20 ms. Vor allem der Rück- sowie Mittelfußbereich können damit wohl nicht genau genug aufgelöst werden, um kleine Unterschiede in diesen Bereichen meßbar zu machen.

Eine Einschränkung der räumlichen Auflösung stellt die Meßsohle dar, die aus 99 druckaufnehmenden Sensoren mit einer Sensordichte von 1 Sensor/2 cm² besteht. Es ist durchaus denkbar, daß die Anzahl der Sensoren nicht für alle Fragestellungen und Datenauswertungen ausreichend ist.

In der Adaptationsstudie sollten Gewöhnungseffekte an eine Laufschuhkondition dargestellt werden. Nach zweiwöchiger Gewöhnungszeit an den Prototypen waren allenfalls geringe Änderungen des Laufmusters und somit auch des zeitlichen und örtlichen Auftretens von Bodenreaktionskräften zu erwarten. Aufgrund der oben beschriebenen Einschränkungen der Meßmethode konnten diese Adaptationseffekte meßtechnisch aufgrund ihres geringen Ausmaßes wahrscheinlich nicht erfaßt werden.

7.2.4 Anthropometrische Daten

Es bestehen zwischen beiden Gruppen keine Unterschiede hinsichtlich der Körpergröße und des Körpergewichts. Läufer mit Achillessehnenbeschwerden waren in dieser Studie jedoch im Schnitt 5 Jahre älter, zudem hatten sie ein höheres wöchentliches Laufpensum. Die Abhängigkeit von Achillessehnenbeschwerden und Alter konnte bereits in früheren Untersuchungen gezeigt werden (Kannus P. et al. 1989, Kvist M. 1991, Leppilahti J. et al. 1991), eine höhere Laufleistung bedingt eine höhere Beanspruchung der Achillessehne, dieses kann zu Überbelastung und somit zur Entstehung von Achillessehnenbeschwerden führen (Biedert R. 1991, Clement D. B. et al. 1984, Ehram R. 1974, James S. L. et al. 1978, Lohrer H. 1991, Marti B. et al. 1988).

7.3 Diskussion der Ergebnisse III – Vergleich der Laufkonditionen

7.3.1 Peak Pressure

Es zeigten sich in der Achillodyniegruppe statistisch signifikante Unterschiede des Barfußlaufes gegenüber allen Schuhkonditionen in den lateral am Rückfuß gelegenen Maskenfeldern M2 und M4 sowie im summierten, den gesamten lateralen Rückfuß abbildenden Maskenfeld M2+M4. In der Barfußkondition erreichten die Probanden dabei stets höhere Druckwerte als in den Schuhkonditionen.

Die Kontrollgruppe zeigte in diesen Maskenfeldern keine statistisch signifikanten Unterschiede, allerdings waren die Druckwerte während des Barfußlaufes tendenziell höher als in den Schuhkonditionen.

Beide Untersuchungsgruppen zeigten in den einzelnen Maskenfeldern M5 bis M7 sowie in den summierten Maskenfeldern M5+M6 und M5+M6+M7 des Vorfußes statistisch signifikante Unterschiede in der Barfußkondition gegenüber allen Schuhkonditionen. Dabei traten im Barfußlauf stets höhere Druckwerte auf als in den Schuhkonditionen.

Die Laufschuhe untereinander zeigten keine Unterschiede.

Die Untersuchung zeigt, daß während des Barfußlaufes sowohl der Auftritt des Fußes auf die laterale Fersenkante als auch die Abstoßbewegung im Vorfußbereich höhere Druckwerte erzeugt als in einem Laufschuh.

Frühere Studien zeigten, daß das Tragen eines Sportschuhs die Druckbelastungen am Fuß reduziert, Perry et al. verglichen die plantaren Druckbelastungen in einen Laufschuh mit den plantaren Druckbelastungen einer annähernden Barfußbedingung (Tragen einer Socke) (Perry J. E. et al. 1995). In dieser Studie wurden signifikante Druckminderungen an der Ferse aber v.a. auch im Vorfußbereich beobachtet, analog zu unseren Maskenfeldern ergaben sich reduzierte plantare Spitzendrücke unter dem Mittelfußköpfchen I, II sowie den übrigen Mittelfußköpfchen (M5, M6 und M7). Die Druckreduktion im Fersenbereich steht auch im Einklang zu unseren Ergebnissen, allerdings

umfaßte die von Perry et al. benutzte Maske den gesamten Fersenbereich ohne die von Cavanagh et al. vorgeschlagenen und von uns eingesetzten Unterteilungen (Cavanagh P. R. et al. 1987). Perry et al. fanden zudem Druckminderungen im Zehenbereich, was wir in unserer Studie nicht bestätigen konnten.

Hennig et al. untersuchten 19 verschiedene Laufschuhe auf Unterschiede im Druckverteilungsmuster während des Laufens und fanden in den einzelnen Laufschuhen sehr unterschiedliche Druckbelastungen und Druckverteilungen (Hennig E. M. et al. 2000), in einer früheren Studie fand Hennig beim Vergleich von 17 Laufschuhen statistisch signifikante Unterschiede der Spitzendrücke unter der lateralen Ferse und unter dem Metatarsaleköpfchen I (Hennig E. M. 1993), in unserer Studie zeigten sich diesbezüglich im Vergleich der einzelnen Laufschuhe keine Unterschiede der Spitzendrücke.

Nyska et al. untersuchten Spitzendrücke und Maximalkräfte beim Vergleich einer Barfußbedingung mit Schuhen verschiedener Bauart (Nyska M. et al. 1995), es zeigte sich, daß im Schuh der Spitzendruck in allen Regionen niedriger war als in der Barfußbedingung, gleiches wurde für die Maximalkraft gefunden, mit Ausnahme des medialen Vorfußes. Im Vergleich der einzelnen Schuhe untereinander, v.a. im Vergleich der verschiedenen Sohlenkonstruktionen, fanden sich keine Unterschiede.

7.3.2 Max. Force

Im Maskenfeld M3, d.h. im medialen Mittelfußbereich, zeigte der Barfußlauf in beiden Probandengruppen im Vergleich zu den Laufschuhen stets niedrigere Maximalkräfte, die Unterschiede waren bis auf den Vergleich mit dem Elite in der Achillodyniegruppe signifikant. Das Maskenfeld M3 bildet das mediale Längsgewölbe ab, dieses hat beim Barfußlauf physiologischerweise keinen Bodenkontakt, somit sind die niedrigen Kraftwerte in diesem Bereich verständlich. Alle Laufschuhe zeigten am medialen Längsgewölbe höhere Kraftwerte, dies läßt sich dadurch erklären, daß jeder Schuh als Hebel nach medial wirkt, wodurch die dort gelegenen Sensoren der Meßsohle belastet werden. Die signifikant höheren Druckwerte des Prototypen im Vergleich mit

dem neutralen Laufschuh Elite erklären sich durch die im Prototypen stärker ausgeformte und erhöhte mediale Gewölbestütze, im Vergleich zum Stabilitätsschuh Structure Triax zeigte der Prototyp dagegen keine signifikanten Unterschiede, da der Structure Triax ebenfalls eine stärker erhöhte Längsgewölbestütze besitzt.

Eine frühere Studie von Nyska et al. erbrachte im Gegensatz zu unseren Untersuchungen im Mittelfußbereich niedrigere Maximalkräfte im Schuh im Vergleich zur Barfußbedingung, allerdings wurde in dieser Studie der Mittelfußbereich nicht in mediale und laterale Bereiche aufgeteilt sondern als Ganzes betrachtet (Nyska M. et al. 1995).

Perry et al. fanden am medialen Mittelfuß in Schuhen höhere plantare Spitzendrücke als in der Barfußbedingung, Maximalkräfte wurden in dieser Studie nicht betrachtet (Perry J. E. et al. 1995).

Das Tragen von Laufschuhen während der Laufbewegung vermindert das Ausmaß von auf den Fuß einwirkenden Bodenreaktionskräften. Im Einklang zu früheren Studien konnte gezeigt werden, daß Druckbelastungen und Gesamtkräfte vor allem im Bereich der Ferse beim Auftritt sowie im Bereich des Vorfußes beim Abstoß reduziert werden.

7.3.3 Vergleich der einzelnen Laufschuhe

Die von uns untersuchten, konstruktiv verschiedenen Laufschuhe zeigten untereinander im Vergleich der Spitzendrücke keine Unterschiede. Im Vergleich der einwirkenden Maximalkräfte zeigten nur der Prototyp und der neutrale Laufschuh Elite am medialen Längsgewölbe signifikante Unterschiede. Die verschieden ausgelegten Sohlenkonstruktionen des neutralen Laufschuhs Elite und des Stabilitätsschuhs Structure Triax zeigten hingegen keine Unterschiede. Diese Ergebnisse sind sicherlich auch von der jeweiligen Paßform des Laufschuhs beeinflusst worden. Bei der Produktion der einzelnen Modelle werden verschiedene Leisten benutzt, dies trifft insbesondere auf den Stabilitätsschuh Structure Triax sowie den neutralen Laufschuh Elite zu.

Aufgrund der unterschiedlichen Leistentypen kann die Paßform variieren und somit über den Tragekomfort zu Einflüssen auf das Laufmuster führen.

Frühere Studien zum Einfluß von Sohlen auf plantare Krafteinwirkungen erbrachten unterschiedlichste Ergebnisse. Bates et al. untersuchten fünf Läufer und fünf verschiedene Laufschuhe, ohne allerdings konstante Einflüsse der einzelnen Laufschuhe auf die Bodenreaktionskräfte zu erkennen (Bates B. T. et al. 1983). Clarke et al. untersuchten zwei Schuhe unterschiedlicher Sohlenhärte, es konnten keine Unterschiede der einwirkenden Kräfte festgestellt werden (Clarke T. E. et al. 1983). Pawelka et al. zeigten tendenzielle Reduktionen von plantaren Spitzendrücken bei der Untersuchung von zwei dämpfenden Einlagesohlen, es ergaben sich im Vergleich zur Meßsohle des Pedar-Systems der Firma Novel, München allerdings keine signifikanten Unterschiede (Pawelka S. et al. 1997). Nigg et al. konnten in zwei Untersuchungen ebenfalls keine Unterschiede plantarer Krafteinwirkungen bei Verwendung verschiedener Zwischensohlen bzw. Einlagesohlen finden (Nigg B. M. et al. 1987, Nigg B. M. et al. 1988). Frederick et al. konnten zeigen, daß weichere Sohlen zu einer Minderung der plantar einwirkenden Bodenreaktionskräfte führen (Frederick E. C. et al. 1984).

Unsere Ergebnisse bezüglich der Meßgröße Peak Pressure im Vergleich der einzelnen Laufschuhe entsprechen den Ergebnissen der oben beschriebenen Studien. Schuhe lassen den Abrollvorgang (zumindest meßtechnisch) gleichförmiger erscheinen, der Schuh zwingt dem Fuß durch seine relative Unflexibilität bestimmte Bewegungen auf. Bei der Berechnung der Test-Retest-Variabilitäten war dies bereits zu vermuten, alle Laufschuhe zeigten insgesamt einheitlichere Werte, die größtenteils deutlich unter den Test-Retest-Variabilitäten des Barfußlaufs lagen. Theoretisch sind diese Bewegungen je nach Schuhkonstruktion verschieden, praktisch konnten sie allerdings mit der von uns benutzten Meßapparatur nicht erfaßt werden, die Einschränkungen der Meßmethode wurden bereits diskutiert.

In der Meßgröße Max. Force zeigte der Prototyp im Maskenfeld M3 in beiden Gruppen die höchsten Werte, dies war in dieser Studie der einzige Unterschied der einzelnen Laufschuhe.

Die gefundenen Unterschiede im Maskenfeld M3, welches dem medialen Längsgewölbe entspricht, lassen sich durch die Konstruktion des Prototypen erklären. Im Prototypen ist eine erhöhte Längsgewölbestütze, das sogenannte „Medial Wedge“, als Konstruktionsmerkmal in der Sohle enthalten, dieses soll in der Laufbewegung eine übermäßige Valgisierungsbewegung des Fersenbeins während der Landephase des Fußes verhindern, d.h. letztendlich übermäßige Pronation vermeiden.

Die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden durch übermäßige Pronation wurde schon vielfach beschrieben. Clement et. al. fanden Zusammenhänge zwischen der Pronationsbewegung, durch die die Achillessehne eine Art Peitschenbewegung ausführt, und Beschwerden dieser Sehne (Clement D. B. et al. 1984), Lohrer sieht die Ursache für Achillessehnenbeschwerden in dynamischen Fehlbelastungen wie der Überpronation und dem Abstoß in Supinationsstellung (Lohrer H. 1991), Biedert beschreibt die Korrektur der Überpronation mittels medial abstützenden Einlagen zur Therapie von Achillessehnenbeschwerden (Biedert R. 1991), Hintermann et al. postulieren, daß etwa 70% aller Läufer mit Beschwerden an den unteren Extremitäten durch eine Änderung der Schuhzurichtung Linderung erfahren, eine Stützung des medialen Längsgewölbes findet sich dabei sehr häufig (Hintermann B. et al. 1998).

In der Meßgröße Max. Force erfüllt der Prototyp die Erwartungen, das Konstruktionsmerkmal „Medial Wedge“, das übermäßiger Pronation entgegenwirken soll, ist meßtechnisch erfaßbar.

Der Prototyp wurde entwickelt, um konstruktive Elemente aus der orthopädischen Einlagenversorgung in einer Laufschuhsohle zu verwirklichen. Zahlreiche Studien befaßten sich bereits mit der Wirkung und dem Nutzen von Einlagen, Bates et al. fanden in einer Untersuchung an 180 Läufern, daß das Ausmaß und die Dauer der Pronation durch Einlagen vermindert wurde (Bates

B. T. et al. 1979), Gross et al. befragten Langstreckenläufer, die aufgrund von Beschwerden (u.a. Achillodynie und Überpronation) mit Einlagen versorgt wurden, nach derer subjektiven Zufriedenheit und dem Stand der Beschwerden. 75,5 % der Befragten äußerten sich positiv, es waren Beschwerderückgänge bis hin zur völligen Beschwerdefreiheit zu verzeichnen (Gross M. L. et al. 1991), insgesamt scheinen orthopädische Einlagen Einfluß auf die Verletzungshäufigkeit zu haben, zudem werden sie oft zur Behandlung von laufassoziierten Beschwerden verordnet (Gross M. L. et al. 1993, Nigg B. M. et al. 1999).

Der Prototyp reiht sich mit seiner neuen Sohlenkonstruktion zwischen handelsübliche und einlagenversorgte Laufschuhe ein, Wirkungen der neuen Sohle konnten zum Teil meßtechnisch erfaßt werden, es ist gelungen, Prinzipien aus der Einlagenversorgung auf einen Laufschuh zu übertragen.

8. Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegenden Studien befaßten sich mit der Unterscheidung von Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und beschwerdefreien Läufern mittels biomechanischer Meßgrößen, es wurde der Einfluß der Adaptation an einen Laufschuhprototypen untersucht, zudem wurde die Reliabilität der Meßmethoden ermittelt und die einzelnen Schuhkonditionen wurden verglichen. Es konnte gezeigt werden, daß es Unterschiede im Laufmuster zwischen den Untersuchungsgruppen gibt, dies gilt für alle untersuchten Schuhkonditionen. Beschwerden scheinen die Abstoßbewegung der Läufer aus der Achillodyniegruppe zu beeinflussen, diese stoßen sich mit geringerem Druck bzw. verminderter Kraft im Vorfußbereich ab.

Adaptationseffekte an den Prototypen konnten nicht nachgewiesen werden, in der Literatur finden sich keine verlässlichen Angaben zur Adaptation an eine neue Laufschuhkondition, es wäre zu überlegen, ob eine längere Adaptationsphase als die in der Adaptationsstudie zugrundegelegten 14 Tage zu meßbaren Effekten führen könnte.

Die Meßmethode wird im Einklang zu den oben dargestellten früheren Untersuchungen als reliabel eingestuft. In Schuhen zeigten sich niedrigere Werte der Test-Retest-Variabilität als im Barfußlauf, Laufschuhe scheinen das durchaus variable Laufmuster zu stabilisieren, der Abrollvorgang bewegt sich in engeren Bahnen. Auswirkungen des Schuheinflusses sind bisher nur unzureichend geklärt.

Die Laufschuhe untereinander zeigten trotz weitgehend diskrepanter Konstruktionsmerkmale in den Betrachtungen des Spitzendrucks keine Unterschiede, nur am medialen Längsgewölbe ließ sich in der Betrachtung der auftretenden Gesamtkraft der Prototyp vom neutralen Laufschuh Elite abgrenzen, er zeigte aufgrund seiner speziell geformten Längsgewölbestütze in diesem Bereich insgesamt die höchsten Kraftwerte. Im Barfußlauf zeigten sich am lateralen Rückfuß während der Landephase des Fußes sowie am Vorfuß während der Abstoßphase die höchsten Druckwerte, dies erklärt sich durch die dämpfenden Eigenschaften der Sohle des jeweiligen Laufschuhs, Druckspitzen

werden so vermieden. In unserer Barfußkondition scheint von der eingelegten Meßsohle und der darunterliegenden dünnen Gummisohle des Gymnastikschuhs keine Dämpfung auszugehen, was in der Studienplanung vorausgesetzt worden war.

Die oben beschriebenen meßtechnischen Einschränkungen der Methode könnten Einfluß auf die Ergebnisse gehabt haben. Für zukünftige Untersuchungen wäre es wünschenswert, wenn die Meßapparaturen eine höhere örtliche und zeitliche Auflösung ermöglichen würden, es könnten so eventuell auch geringe Unterschiede in einzelnen Vergleichen erfaßbar werden, was die Aussagekraft solcher Studien bedeutend erhöhen würde. Zudem müssen die Meßgrößen auf ihre Funktion in Bezug auf die Beschreibung des Abrollvorgangs hin überprüft werden, es muß untersucht werden, mit welchen Meßgrößen sich Unterschiede zwischen Läufergruppen und/oder zwischen einzelnen Laufkonditionen am genauesten erfassen lassen. Die ortsbezogene Auswertung mittels Masken muß ebenfalls standardisiert werden, um Ergebnisse vergleichbar zu gestalten. Zusätzlich sollte der Verlauf des Druckschwerpunktes (CoP) als dynamische Meßgröße zur Beschreibung des Abrollvorgangs untersucht werden.

Die in dieser Studie angewandte Druckverteilungsmessung muß gegebenenfalls durch andere Meßmethoden ergänzt werden. Einerseits muß die vorliegende Technik, wie zuvor beschrieben, weiterentwickelt werden, wünschenswert wäre zukünftig eine Erweiterung der Kraftmessung mittels Meßsohlen im Schuh in alle drei Raumrichtungen (anterior-posterior, medial-lateral und vertikal), andererseits könnte die Druckverteilungsmessung kombiniert mit anderen Meßmethoden wie z.B. 3-D-Kinematik (Video, Ultraschall, Infrarot, etc.) und/oder Elektromyographie genauere Ergebnisse liefern. Die Reliabilität dieser ergänzenden Meßmethoden muß dann erneut überprüft werden.

Patienten, d.h. Probanden mit Beschwerden, sollten auch zukünftig in die Untersuchungen integriert werden, es muß versucht werden, Läufer mit und ohne Beschwerden noch genauer zu differenzieren („Homogenität von Stichproben“). Es sollte weiterhin analysiert werden, wie Belastungen und

Überbelastungen zu Beschwerden führen, zudem ist die Rolle des Laufschuhs in der Beschwerdeentstehung unklar, es wird postuliert, daß eine Verminderung einwirkender Bodenreaktionskräfte und eine Reduktion des Pronationsausmaßes sich protektiv auswirken, ob ein Laufschuh Beschwerden auslösen kann, ist bisher nicht erforscht. Der Forschungsansatz sollte neben rein biomechanischen Betrachtungsweisen auch biologische und anatomische Aspekte einbeziehen. Diese Untersuchung betrachtete ausschließlich äußere Kraft- und Druckeinflüsse auf die Fußsohle, ob innere, d.h. im Gewebe des Fußes auftretende Belastungen damit korreliert werden können, ist unklar. Beschwerden entstehen nicht direkt am Einwirkungspunkt von Kräften und Drücken, erst durch deren Weiterleitung an innere Strukturen und Fehl- bzw. Überbelastung dieser können sich Beschwerden äußern. Der Fuß funktioniert als Gesamtverbund von Haut, Bindegewebe, Knochen, Muskeln, Nerven, Bändern, Sehnen und Gelenken, die Komplexität der Anatomie und Funktion ist bis heute nicht vollständig geklärt. Die Betrachtungen der äußeren Einflüsse müssen durch Untersuchungen der inneren Kraft- und Druckeinflüsse ergänzt werden, nur so wird man zukünftig Aussagen über die Beschwerdeentstehung bei Läufern und über die Wirkung und den Einfluß von Laufschuhen treffen können. Es soll auch die neurologische Kontrolle der Bewegungen nicht unerwähnt bleiben, diese wird durch Regelkreise moduliert, in die auch sensorische Rückmeldungen aus der Fußsohle einfließen. In welchem Maß ein Laufschuh in diese Regelkreise eingreift, ist bisher nicht bekannt.

Prävention von laufassoziierten Beschwerden wird erst möglich werden, wenn deren Entstehungsmechanismen geklärt sind. Die vorliegende Untersuchung hat sicherlich einen Teil dazu beigetragen, weitere Studien zu dieser Thematik müssen in Zukunft folgen.

Literaturverzeichnis

1. **Albert E.**
Achillodynie.
Wiener med. Pres. 1893;2:101.
2. **Baeurle W., Grau S., Baur H., Beck M., Krauß I., Maiwald C., Mayer F.**
The reproducibility of the gait line in walking and running.
Int J Sports Med. 1999;20:98.
3. **Bahlsen H. A., Vermeulen S., Nigg B. M., Luethi S. M.**
Kinetic and kinematic of the effective mass in heel-toe running.
Canadian Society of Biomechanics; 1984 Proceedings of the third
symposium on locomotion.
4. **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.
5. **Bates B. T., Osternig L. R., Sawhill J. A., James S. L.**
An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the
evaluation of running shoes using ground reaction force data.
J Biomech. 1983;16(3):181-191.
6. **Bauman J. H., Brand P. W.**
Measurement of pressure between foot and shoe.
The Lancet. 1963:629-632.
7. **Biedert R.**
Beschwerden im Achillessehnenbereich, Ätiologien und therapeutische
Überlegungen.
Unfallchirurg. 1991;94(10):531-537.
8. **Cavanagh P. R.**
The biomechanics of lower extremity action in distance running.
Foot Ankle. 1987;7(4):197-217.
9. **Cavanagh P. R., Lafortune M. A.**
Ground reaction forces in distance running.
J Biomech. 1980;13(5):397-406.
10. **Cavanagh P. R., Rodgers M. M., liboshi A.**
Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.
Foot Ankle. 1987;7(5):262-276.

11. **Chan C. W., Rudins A.**
Foot biomechanics during walking and running.
Mayo Clin Proc. 1994;69(5):448-461.
12. **Clarke T. E., Frederick E. C., Cooper L. B.**
Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running.
Int J Sports Med. 1983;4(4):247-251.
13. **Clement D. B., Taunton J. E., Smart G. E., McNicol K. L.**
A survey of overuse running injuries.
Physician and Sports Medicine. 1981;9:47-58.
14. **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.
15. **Cook S. D., Kester M. A., Brunet M. E., Haddad R. J., Jr.**
Biomechanics of running shoe performance.
Clin Sports Med. 1985;4(4):619-626.
16. **Czerniecki J. M.**
Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review.
Am J Phys Med Rehabil. 1988;67(6):246-252.
17. **Drerup B., Wetz H. H., Möller M.**
Der Einfluss der Fußbettung und Schuhzurichtung auf die plantare
Druckverteilung.
Orthopädieschuhtechnik. 2000(7/8):14-22.
18. **Drez D.**
Running footwear. Examination of the training shoe, the foot, and
functional orthotic devices.
Am J Sports Med. 1980;8(2):140-141.
19. **Ehram R.**
Die Achillodynie.
Ther Umsch. 1974;31(4):266-270.
20. **Fallon K. E.**
Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney
to Melbourne run.
Br J Sports Med. 1996;30(4):319-323.
21. **Fauno P., Kalund S., Andreasen I., Jorgensen U.**
Soreness in lower extremities and back is reduced by use of shock
absorbing heel inserts.
Int J Sports Med. 1993;14(5):288-290.

22. **Fischer W.**
Häufigkeitsverteilung der Beschwerden im Laufsport.
Orthopädieschuhtechnik. 1998;9.
23. **Frederick E. C., Clarke T. E., Hamill C.**
The effects of running shoe design on shock attenuation.
Champaign; 1984 In: E.C. Frederick: Sport shoes and playing surfaces.
24. **Grau S., Muller O., Baurle W., Beck M., Krauss I., Maiwald C., Baur H., Mayer F.**
Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Läufern.
Sportverl. Sportschad. 2000;14(3):107-114.
25. **Gross M. L., Davlin L. B., Evanski P. M.**
Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner.
Am J Sports Med. 1991;19(4):409-412.
26. **Gross M. L., Napoli R. C.**
Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An overview.
Sports Med. 1993;15(1):66-70.
27. **Hennig E.**
Biomechanische Testkriterien für Sportschuhe.
Sportverl. Sportschad. 1993;7(4):191-195.
28. **Hennig E. M., Cavanagh P. R., Albert H. T., Macmillan N. H.**
A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot.
J Biomed Eng. 1982;4(3):213-222.
29. **Hennig E. M., Milani T. L.**
In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear.
Journal of applied biomechanics. 1995(11):299-310.
30. **Hennig E. M., Milani T. L.**
Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties.
Sportverl. Sportschad. 2000;14(3):90-97.
31. **Hintermann B., Nigg B. M.**
Pronation in runners. Implications for injuries.
Sports Med. 1998;26(3):169-176.

32. **Hsiao H., Guan J., Weatherly M.**
Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems.
Ergonomics. 2002;45(8):537-555.
33. **James S. L., Bates B. T., Osternig L. R.**
Injuries to runners.
Am J Sports Med. 1978;6(2):40-50.
34. **Kannus P., Niittymaki S., Jarvinen M., Lehto M.**
Sports injuries in elderly athletes: a three-year prospective, controlled study.
Age Ageing. 1989;18(4):263-270.
35. **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.
36. **Komi P. V.**
Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics.
J Biomech. 1990;23(Suppl 1):23-34.
37. **Komi P. V., Hyvarinen T., Gollhofer A., Kvist M.**
Biomechanische Überlegungen über Stoßkräfte und Fußstabilität beim Laufen.
Sportverl. Sportschad. 1993;7(4):179-182.
38. **Kvist M.**
Achilles tendon injuries in athletes.
Ann Chir Gynaecol. 1991;80(2):188-201.
39. **Lavery L. A., Vela S. A., Fleischli J. G., Armstrong D. G., Lavery D. C.**
Reducing plantar pressure in the neuropathic foot. A comparison of footwear.
Diabetes Care. 1997;20(11):1706-1710.
40. **Leppilahti J., Orava S., Karpakka J., Takala T.**
Overuse injuries of the Achilles tendon.
Ann Chir Gynaecol. 1991;80(2):202-207.
41. **Lohrer H.**
Seltene Ursachen und Differentialdiagnosen der Achillodynie.
Sportverl. Sportschad. 1991;5(4):182-185.
42. **Lysholm J., Wiklander J.**
Injuries in runners.
Am J Sports Med. 1987;15(2):168-171.

43. **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.
44. **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.
45. **Mayer F., Grau S., Maiwald C., Ploog N., Bäurle W., Beck M., Baur H., Müller O.**
Current changes in running injuries.
International Journal of Sports Medicine. 1999;20, Supplement:103.
46. **McPoil T. G., Cornwall M. W., Yamada W.**
A Comparison of Two In-Shoe Plantar Pressure Measurement Systems. The Lower Extremity. 1995;2(2):95-103.
47. **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.
48. **Mueller M. J.**
Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design.
J Orthop Sports Phys Ther. 1999;29(12):747-755.
49. **Nicol H., Hennig E.**
Time dependent method for measuring force distribution using a flexible mat as capacitor.
Biomechanics V-B: University Park Press; 1976:433-440.
50. **Nigg B. M.**
Biomechanics of Running Shoes.
Illinois: Human Kinetics Publishers; 1985a.
51. **Nigg B. M.**
Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities.
Sports Med. 1985b;2(5):367-379.
52. **Nigg B. M., Bahlsen H. A., Luethi S. M., Stokes S.**
The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running.
J Biomech. 1987;20(10):951-959.

53. **Nigg B. M., Herzog W., Read L. J.**
Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running.
Am J Sports Med. 1988;16(1):70-76.
54. **Nigg B. M., Nurse M. A., Stefanyshyn D. J.**
Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities.
Med Sci Sports Exerc. 1999;31(7 Suppl):S421-428.
55. **Nigg B. M., Segesser B.**
Der Laufschuh - Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden.
Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1986;124(6):765-771.
56. **Nilsson J., Thorstensson A., Halbertsma J.**
Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans.
Acta Physiol Scand. 1985;123(4):457-475.
57. **Novacheck T. F.**
The biomechanics of running.
Gait Posture. 1998;7(1):77-95.
58. **Nuber G. W.**
Biomechanics of the foot and ankle during gait.
Clin Sports Med. 1988;7(1):1-13.
59. **Nurse M. A., Nigg B. M.**
Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait.
Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;14(9):667-672.
60. **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.
61. **Ounpuu S.**
The biomechanics of walking and running.
Clin Sports Med. 1994;13(4):843-863.
62. **Pawelka S., Kopf A., Zwick E., Bhm T., Kranzl A.**
Comparison of two insole materials using subjective parameters and pedobarography (pedar-system).
Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997;12(3):S6-S7.
63. **Perry J. E., Ulbrecht J. S., Derr J. A., Cavanagh P. R.**
The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes.
J Bone Joint Surg Am. 1995;77(12):1819-1828.

64. **Quesada P., Rash G., Jarboe N.**
Assessment of pedar and F-Scan revisited.
Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997;12(3):S15.
65. **Reinisch M., Schaff P., Hauser W., Rosemeyer B.**
Laufband versus Feldversuch.
Sportverl. Sportschad. 1991;5(2):60-73.
66. **Riede D.**
Ätiologie, Diagnose und Therapie der subcutanen Achillessehnenruptur
und der Peritendinitis achillea.
Med. und Sport. 1972;11:321-333.
67. **Rodgers M. M.**
Dynamic foot biomechanics.
J Orthop Sports Phys Ther. 1995;21(6):306-316.
68. **Schaff P.**
Biomechanische Adaptation im Sport.
Dtsch Z Sportmed 1996;Sonderheft(47):273-280.
69. **Schwarz B., Heisel J., Mittelmeier H.**
Achillodynien: Ursache, Prognose, Therapie.
Dtsch Z Sportmed 1985(12):367-376.
70. **Segesser B.**
Der Schuh im Sport.
Sportverl. Sportschad. 1993;7(4):149.
71. **Segesser B., Goesele A., Renggli P.**
Die Achillessehne im Sport.
Orthopäde. 1995;24(3):252-267.
72. **Segesser B., Nigg B. M.**
Insertionstendinosen am Schienbein, Achillodynie und Überlastungs-
folgen am Fuß - Ätiologie, Biomechanik, therapeutische Möglichkeiten.
Orthopäde. 1980;9(3):207-214.
73. **Segesser B., Nigg B. M.**
Orthopädische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau.
Sportverl. Sportschad. 1993;7(4):150-162.
74. **Segesser B., Nigg B. M., Pförringer W.**
Der Sportschuh als therapeutisches Hilfsmittel bei Sehnenproblemen der
unteren Extremität.
Orthop. Praxis. 1987(9):713-716.

75. **Subotnick S. I.**
The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries.
Sports Med. 1985;2(2):144-153.
76. **Thordarson D. B.**
Running biomechanics.
Clin Sports Med. 1997;16(2):239-247.
77. **Vaughan C. L.**
Biomechanics of running gait.
Crit Rev Biomed Eng. 1984;12(1):1-48.

Verzeichnis der Abkürzungen und Einheiten

ADAP	– Adaptationsstudie
ADY	– Achillessehnenbeschwerdegruppe
BF	– Barfußkondition bzw. Barfußlauf
cm	– Zentimeter
CoP	– Center of Pressure
EL	– Neutraler Laufschuh NIKE Elite
h	– Stunde
Hz	– Hertz
km	– Kilometer
KO	– Kontrollgruppe
LAB	– Laborstudie
M(x)	– Maskenfeld (Nr.)
M1	– Meßtag 1 (der Laborstudie)
M2	– Meßtag 2 (der Laborstudie)
n	– Anzahl der Probanden
N	– Newton
SD	– Standardabweichung
SP	– NIKE Prototyp
ST	– Stabilitätsschuh NIKE Structure Triax
TRV	– Test-Retest-Variabilität

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Barfußlauf (BF)	8
Abb. 2:	NIKE Prototyp (SP)	8
Abb. 3:	Neutraler Laufschuh NIKE Elite (EL)	9
Abb. 4:	Stabilitätsschuh NIKE Structure Triax (ST)	9
Abb. 5:	Darstellung des organisatorischen und zeitlichen Ablaufes der Laborstudie	11
Abb. 6:	Darstellung des organisatorischen und zeitlichen Ablaufes der Adaptationsstudie	12
Abb. 7:	Plantares Druckbild mit Darstellung von Reihen und Spalten sowie der Ganglinie	16
Abb. 8:	Beispiel eines gemittelten plantaren Druckbildes mit Darstellung druckbelasteter Sensoren und der Ganglinie	17
Abb. 9:	PRC Maske	19
Abb. 10:	SP01 Maske	20
Abb. 11:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske	28
Abb. 12:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	29
Abb. 13:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske	29
Abb. 14:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske	30
Abb. 15:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	30

Abb. 16: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	31
Abb. 17: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	32
Abb. 18: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufschuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	32
Abb. 19: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufschuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske	33
Abb. 20: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufschuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske	33
Abb. 21: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Neutralen Laufschuh EL bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	34
Abb. 22: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske	34
Abb. 23: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	35
Abb. 24: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske	35

Abb. 25:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY und KO für den Lauf im Stabilitätsschuh ST bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	36
Abb. 26:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	38
Abb. 27:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	39
Abb. 28:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	40
Abb. 29:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	40
Abb. 30:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1 der SP01-Maske	41
Abb. 31:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der SP01-Maske	42
Abb. 32:	Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der SP01-Maske	42

Abb. 33: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Barfußlauf BF bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der SP01-Maske	43
Abb. 34: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M1 der SP01-Maske	44
Abb. 35: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der SP01-Maske	44
Abb. 36: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der SP01-Maske	45
Abb. 37: Vergleich der Untersuchungsgruppen ADY bzw. KO jeweils vor (LAB) und nach (ADAP) der Adaptationszeit für den Lauf im Prototypen SP bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der SP01-Maske	45
Abb. 38: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M2 der PRC-Maske	48
Abb. 39: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M4 der PRC-Maske	48
Abb. 40: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M5 der PRC-Maske	49
Abb. 41: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M6 der PRC-Maske	49

Abb. 42: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M7 der PRC-Maske	50
Abb. 43: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M2+M4 der PRC- Maske	50
Abb. 44: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6 der PRC-Maske	51
Abb. 45: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Peak Pressure (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im summierten Maskenfeld M5+M6+M7 der PRC-Maske	51
Abb. 46: Vergleich der einzelnen Laufkonditionen untereinander getrennt nach den Untersuchungsgruppen ADY und KO bez. der Meßgröße Max. Force (Mittelwert \pm 95 %-Konfidenzintervall) im Maskenfeld M3 der PRC-Maske	53

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Anthropometrische Daten, alle Probanden, Werte \pm Standardabweichung	13
Tab. 2:	Anthropometrische Daten, Probanden ohne Beschwerden, Werte \pm Standardabweichung	13
Tab. 3:	Anthropometrische Daten, Probanden mit Beschwerden, Werte \pm Standardabweichung	13
Tab. 4:	Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak Pressure in der PRC-Maske TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden	25
Tab. 5:	Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. Force in der PRC-Maske TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden	26
Tab. 6:	Test-Retest-Variabilität des Parameters Peak Pressure in der SP01-Maske TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden	27
Tab. 7:	Test-Retest-Variabilität des Parameters Max. Force in der SP01-Maske TRV-Werte in % \pm Standardabweichung, n = Anzahl der Probanden	27

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Boris Kurosch,
geboren am 03. Februar 1974 in Loben/Oberschlesien

Eltern: Christine Kurosch, geb. Szejok – Lehrerin
Horst Kurosch – Diplom-Bauingenieur
Geschwister: Gabriele Kurosch

Schule und Studium:

09/81 – 06/85 Grundsulen in Poppenweiler, Gaildorf,
Bad Neustadt und Bietigheim-Bissingen

07/85 – 06/94 Allgemeinbildendes Gymnasium im Ellental
in Bietigheim-Bissingen

07/94 – 10/95 Zivildienst beim Deutschen Roten Kreuz als
Rettungssanitäter im Rettungsdienst Ludwigsburg

04/96 – 04/02 Studium der Medizin an der Universität Tübingen,
Abschluß mit der Ärztlichen Prüfung
3. Staatsexamen am 26.04.2002

Beruflicher Werdegang:

07/02 – 12/03 AiP in der Rheumaorthopädie des Sana-
Rheumazentrums Baden-Württemberg in Bad
Wildbad

seit 01/04 Assistenzarzt in der Rheumaorthopädie des
Sana-Rheumazentrums Baden-Württemberg
in Bad Wildbad