
Einfluss von Laufschuhtypen und Lauftempi auf die Bodenreaktionskräfte und Bodenkontaktzeit

Timon Theuer¹, Lukas Wosmek¹, Florian Schmidt¹ und Patrick Kloser¹

¹ Fachhochschule Technikum Wien, Sports Equipment Technology, Wien, Österreich

Email: st13b003@technikum-wien.at

20. Juni, 2015

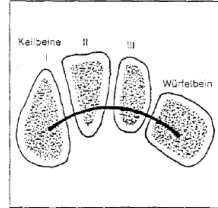
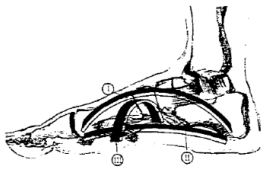
Das primäre Ziel dieses Projektes galt der Analyse des Laufschruttes. Dabei soll unter anderem geklärt werden, ob besser gedämpfte Laufschuhe eine längere Bodenkontaktzeit zur Folge haben und in einer geringeren Vertikalkraft resultieren. Zugleich stand die Frage im Vordergrund, ob ein höheres Lauftempo für kürzere Bodenkontaktzeit verantwortlich ist, und eine höhere Vertikalkraft und einen steileren Anstieg des Vertikalkraftverlaufs zur Folge hat. Darüber hinaus wurde geprüft ob die Schrittfrequenz vom Schuhtyp abhängig ist. Der Laufschuh ist ein sich ständig änderndes Produkt und ist je nach Anwendungsbereich ein völlig Eigenständiges. Die Produktpalette geht von Gesundheitsschuhen über Trail-Schuhe bis hin zu Wettkampfmodellen. Die maßgebenden Eigenschaften eines Laufschuhes entstehen durch ihr Sohlenprofil, das verwendete Dämpfungsmaterial, die Sprengung und die Form. Jedoch ist nicht nur der Laufschuh für die Qualität des Schrittes verantwortlich, sondern auch die physiologischen und biomechanischen Grundlage des Läufers. Deshalb wurden nicht nur diverse Laufschuhmodelle (Straßenwettkampf, Bahnwettkampf und Trail-Schuh) getestet, sondern auch verschiedene Lauftempi. Dabei galt es einen Probanden vom Grundlagenbereich bis hin zum Wettkampftempo zu belasten. Die Messmethode wurde an einen Schwellentest angeglichen, dies bedeutet es wurde mit einem definierten Schuhmodell ein bestimmtes Tempo über eine gewisse Distanz absolviert. Im Fokus der Messungen standen die Ermittlung der Bodenkontaktzeit, Pronation bzw. Supination, Körperschwerpunktverlauf und diverse Vertikalkraftverläufe (Belastungszonen). Die Messungen wurden mit Hilfe des Fußdruckmesssystem medilogic® Sohle Sport durchgeführt und mit dem Datenanalyseprogramm Matlab ausgewertet. Die Erwartungen, dass die

Bodenkontaktzeit bei steigendem Tempo sinkt, haben sich bestätigt. Hingegen zeigen die Ergebnisse, dass ein schwererer Schuh nicht unbedingt eine längere Bodenkontaktzeit mit sich bringt, sondern das Dämpfungsmaterial primär dafür verantwortlich ist. Dieses spielt auch beim Vertikalkraftverlauf eine signifikante Rolle. Je besser der Laufschuh gedämpft ist, desto flacher ist der Anstieg im Vertikalkraftverlauf. Die Resultate bestätigten auch die stärkere Belastung des rechten Fußes beim Probanden. Dies lässt sich über den Vertikalkraftverlauf aber auch durch die Bodenkontaktzeit eruieren. Weiteres stellen die Ergebnisse klar, dass die Schrittfrequenz nur minimal vom Laufschuhtyp abhängig ist..

1 Einleitung

Die Technik des Laufens ist weit komplexer als der durchschnittliche „Jogger“ zu vermuten fähig ist. Das Bein bzw. Fußskelett trägt die gesamte Körpermasse und ist somit den größten Belastungen ausgesetzt. Da das Fußgewölbe aus 26 einzelnen Knochen und zwei Sesambeinen besteht, ist es eines der kompliziertesten Körperteile des Menschen. Wesentliche Bestandteile des Gewölbes sind das Keilbein, Würfelbein und der keilförmige Fußwurzelknochen (*Abbildung 1*). Das gesamte Fußgewölbe (Quergewölbe, mediales und laterales Fußgewölbe) wird über den aktiven Körperapparat und Faszien stabilisiert. Bei einem Laufschrut folgt die Belastung dem Stützbogen, dem lateralen Fußgewölbe. Die Federung findet indessen in den unbelasteten Gewölben statt. Aufgrund der hohen Komplexität wirken sich technische Lauffehler nicht nur direkt auf den Fuß aus, sondern können indirekt Schäden am ganzen Körper verursachen.

- I. dem inneren (medialen) Fußgewölbe, das auch Bogenfüßbögen genannt wird.
- II. dem äußeren (lateralen) Fußgewölbe, das auch Stützbo- gen genannt wird.
- III. dem Quergewölbe oder vorderem Fußgewölbe.



Anordnung des queren Fußgewölbes dargestellt an einem Querschnitt durch das Fußskelet im Bereich der distalen Fußwurzelknochen.

Abbildung 1 Fußgewölbe BERGO 5 Ing. MMag. DDr. Anton Sabo

Bei Betrachtung der Biomechanischen Aspekte des Laufschrilles, spielen Schrittlänge, Schrittfrequenz, Winkelgeschwindigkeit, Periodendauer (Schrittzyklus), sowie Impulsübertragung eine wesentliche Rolle.

Bei steigender Geschwindigkeit müssen sich je nach Laufstil die Periodendauer und Impulsübertragungszeit verkürzen. Ebenso vergrößert sich die Winkelgeschwindigkeit, Schrittlänge und Schrittfrequenz bei wachsender Fortbewegungsgeschwindigkeit. Der Impuls ist Masse mal Geschwindigkeit und steigt somit bei einem schnelleren Lauftempo. Der Drehimpuls, ist der Kraftstoß der bei einer Drehbewegung übertragen wird und ist das Massenträgheitsmoment mal der Winkelgeschwindigkeit. Da dieser von der Winkelgeschwindigkeit abhängig ist, sind LäuferInnen mit einem geringeren Massenträgheitsmoment (schmale Waden) bevorzugt (Mittel bis Langstreckenbereich). Hervorzuheben ist, dass die Körperproportionen maßgebend die Biomechanischen Aspekte beeinflussen (Schrittlänge zu Beinlänge etc.).

Verschiedene Laufstile unterscheiden sich unter anderem im Abrollverhalten. Pronation bzw. Supination sind klare Anzeichen eines muskulären Defizits bzw. Fehlstellung des Fußgewölbes. Ebenso werden LäuferInnen in Vorfuß-, Mittelfuß- und FerseläuferInnen gegliedert. Je nach Typ findet der erste Impact im Vor-, Mittelfuß oder Ferse statt.

Um diesen sensiblen Körperapparat zu schützen spielt die Dämpfung eine primäre Rolle in der Laufschuhindustrie. Wobei genau hier eine Unstimmigkeit existiert. Es sind zwei Trends zu erkennen, einer davon orientiert sich Richtung Minimalschuh. Dies bedeutet zurück zum Ursprung, weder Stütz- noch Dämpfungsmaterialien kommen zum Einsatz. Hingegen entwickelt Adidas (Adidas AG, Deutschland, Herzogenaurach) in Kooperation mit BASF (Deutschland, Ludwigshafen) das komplexe Dämpfungssystem Boost.

“BASFs neuer Schaumstoff Infinergy® ist elastisch wie Gummi, aber federnd leicht. Er besteht aus einem neuen expandierten, thermoplastischen Polyurethan, kurz E-TPU“ (BASF, 2015). Hinsichtlich Wettkampfschuhen sind sich die Marktführer einig, Dämpfung kostet Energie und ist somit im Wettkampf nur bedingt einsetzbar. Jedoch muss stets der Faktor Wettkampfuntergrund mit einbezogen werden. Deshalb tendieren Events, welche ihren Fokus auf den Sprint legen zu einem härteren Untergrund.

Es ist offensichtlich, dass die Frage bezüglich Dämpfung und idealer Lauftechnik noch nicht eindeutig geklärt ist. Deshalb haben sich die Untersuchungen vorwiegend mit der Analyse des Laufschrilles beschäftigt. Wie verändern sich bedeutende Parameter wie Bodenkontaktzeit, Pronation bzw. Supination, Vertikalkräfte (Zonen definiert) oder der Körperschwerpunkt bei steigendem Tempo und unterschiedlicher Dämpfung des Laufschuhs?

2 Methoden

2.1 Aufbau und Versuchsdurchführung

Die Untersuchung wurde mit einem Probanden durchgeführt. Der Proband ist Leistungssportler und ist auf die lange Mittelstrecke spezialisiert (1500m-5000m und 10000m) Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Testperson das nötige Vorwissen und Fähigkeiten hat um die Messungen präzise durchführen zu können. Detaillierte Informationen zur Testperson können *Tabelle 1* entnommen werden.

Proband			
Alter	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Attribute
21	184	64	Leistungssportler

Tabelle 1 Daten Proband

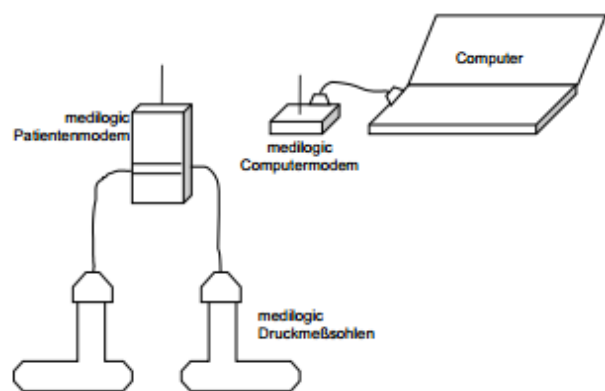


Abbildung 2 Messaufbau mediLogic® System bestehend aus Druckmesssohlen, Patientenmodem und Computermodem

Wie in Abbildung 2 ersichtlich wurde das Fußdruckmesssystem mediologic® Sohle Sport (T&T mediologic Medizintechnik GmbH, Schönefeld, Deutschland) verwendet. Dabei wurden die Druckmesssohlen Größe 42-44 (151 Sensoren) in den Schuh gelegt, welche die Druckdaten mittels oberflächenresistiven SSR-Sensoren, mit einer Größe von 6x4 mm und einem maximalen Messbereich zwischen 0,6 und 64 N/cm² aufgenommen. Gemessen wurde mit einer Abtastfrequenz von 120 Hz. Das mediologic Patientenmodem übermittelt die Daten mit einer Frequenz von 2,4 GHz an das mediologic Computermodem. Das Patientenmodem dient als Sender und wurde am Rücken des Probanden mit Hilfe eines Gurtes befestigt. Die Stromversorgung erfolgte über eine 9V Standard-Batterie. Mit 180 g und einer Größe von 145x60x30 mm (T&T mediologic Medizintechnik GmbH), hat das Patientenmodem die Messungen nicht beeinflusst oder den Probanden beim Laufen behindert. Der Empfänger (Computermodem) war mittels USB-Kabel mit der USB-Schnittstelle des Computers verbunden und leitete die Daten an die mediologic® 5.2 Software. Diese Software ermöglicht verschiedene grafische Darstellungen unter anderem auch eine live Darstellung. Außerdem ist die Darstellung der Einzelsensoren, die zweidimensionale Isobare Darstellung oder das 3D-Druckgebirge zur exakten Lokalisation von Druckspitzen möglich (Abbildung 3).

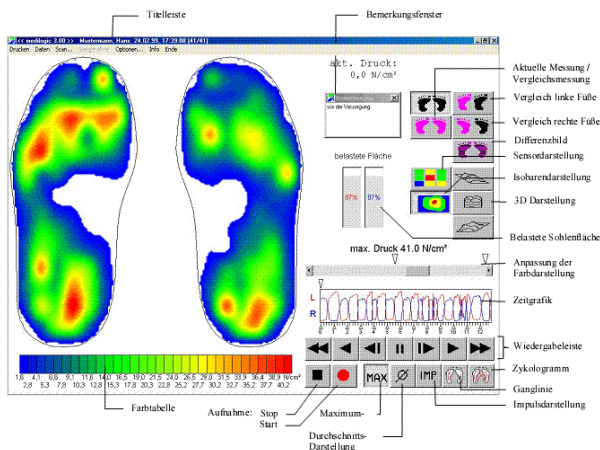


Abbildung 3 mediLogic® Software mit zweidimensionaler isobaren Darstellung im Vergleich

Das Patientenmodem kann auch als Datenspeicher fungieren, sollte das Computermodem zu weit entfernt sein. Die maximale Entfernung von 100 Meter im Freien wurde eingehalten. Die Versuchsdurchführung wurde leicht an das Format eines Schwellentests angeglichen. Dabei wurden drei verschiedene Schuhtypen (Spike, Straßenwettkampf und Trail Schuh) getestet. Es wurde mit jedem Modell 4 mal 400m absolviert. Dabei galt es das Tempo von 4:30/km auf 3:45/km, 3:00/km und 2:50/km zu steigern. Das Fußdruckmesssystem mediLogic® Sohle Sport wurde auf der Start/Ziel-

Geraden für ca. 8-10s aktiviert. Vor und nach jedem Messdurchgang sind Kalibrierungen durchzuführen, um den Druck der durch die Schnürung entsteht, von den Messergebnissen abziehen zu können.

2.1 Software, Material und Auswertung

Die Bodenreaktionskräfte wurden mit Hilfe des Datenloggers auf den PC übertragen. Die Daten wurden als csv file gespeichert und in Matlab (The Math Works, Massachusetts, USA) importiert. Die Messwerte wurden größtenteils zeitnormalisiert und gemittelt (8-10Schritte). Bei den Vertikalkräften wurden die ganze Sohle sowie definierte Zonen analysiert (siehe Abbildung 4). Die Standardabweichung soll Maxima und Minima der Messwerte darstellen.

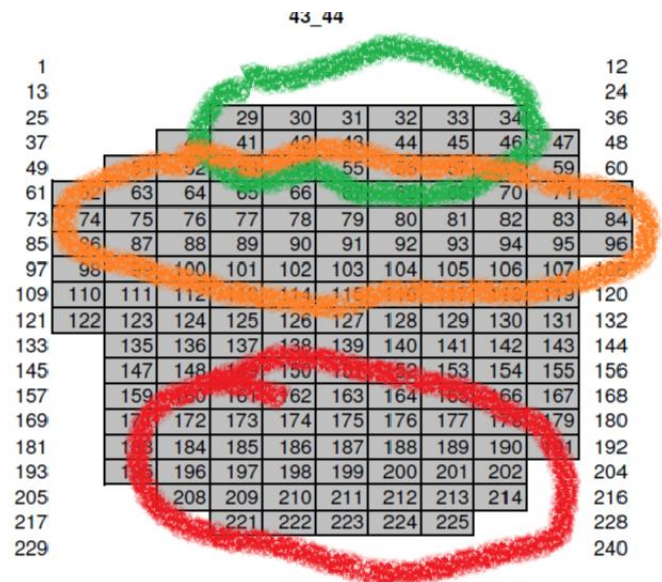


Abbildung 4 Nummerierung der Sensoren auf der mediLogic® Sohle
Zone Zehen = Grün
Zone Ballen = Orange
Zone Ferse = Rot

Für die Zone Zehen wurden die Sensoren 29-43+40-47+51-59 genommen, für die Zone Fußballen die Sensoren 63-71+74-84+87-95 und für die Zone Ferse die Sensornummern 174-177+185-190+196-202+209-213+222-224. Die Auswahl wurde nach der Analyse der Messdaten getätigt. Da der Fußabdruck seine individuellen Merkmale hat, kann die Auswahl nicht im Vorhinein getroffen werden.

Mittels ON bzw. OFF-Set von 6,27N wurde die Bodenkontaktzeit bestimmt. Es wurde der Mittelfußbereich betrachtet, was eine höhere Genauigkeit zur Folge hatte, da der Proband

Vorderfußläufer ist. Ebenso wurde die gesamte Sohle ausgewertet. Der Druckverlauf wurde über Pixel Koordinaten als CSV File (Ganglinie) abgespeichert und wird verwendet um den Schwerpunktverlauf darzustellen bzw. Pronation/ Supination zu erkennen.

Um die maximalen Vertikalkräfte zu erhalten galt es die Spitze im Vertikalkraftverlauf zu finden. Untersucht wurden die ganze Sohle sowie die vorher definierten Zonen, um die Kraft zu ermitteln, die auf den Körper wirkt aber auch um Materialverschleiß erklären zu können. In Abbildung 5 sind die Schuhdaten abzulesen.

			
Typ	Asics Spike Hyper LD	Asics GEL Radiance	Mizuno Wave Ronin 3
Größe	Euro 44 US 10	Euro 44 US 10	Euro 43 1/2
Gewicht	171g	320g	210g
Dämpfung	EVA-Mittelssole.	Asics Gel System	ap+-Zwischensohle
Systeme	/	Trusstic System ua.	X10-Karbondgummi
Sprengung	/	16mm	10mm

Abbildung 5 Schuhtypen Bahnwettkampf ("Spike"), Trail ("Waldlaufschuh"), Straßenwettkampf

3 Ergebnisse

3.1 Bodenkontaktzeit

In *Abbildung 6*, *Abbildung 7* und *Abbildung 8* sind die Ergebnisse der Bodenkontaktzeit grafisch abgebildet. Um den Ungenauigkeiten entgegenzuwirken wurde die Bodenkontaktzeit über die Druckbelastungen des Vorderfußes eruiert. Da der Proband Vorfußläufer ist, konnte diese Spezifikation vorgenommen werden. Zum Vergleich wurde auch die Bodenkontaktzeit der gesamten Sohle bestimmt. Anhand der Analyse der Bodenkontaktzeiten lässt sich sagen, dass bei höherem Tempo die Abweichungen zwischen linkem und rechtem Fuß, sowie den Schuhtypen signifikant sinken. Weiters verkleinert sich die Bodenkontaktzeit bei steigendem Tempo. So wurde in Messung 1(Pace 4:30/km) noch Zeiten von 0,2s-0,29s (Vorderfuß) gemessen und in Messung 4 (Pace 2:50/km) Zeiten von ca. 0,13s-0,2s. In *Abbildungen 6 bis 8* ist ersichtlich, dass die Berechnung über die ganze Fußsohle eine längere Bodenkontaktzeit zur Folge hat als die Berechnung über den Vorderfuß.

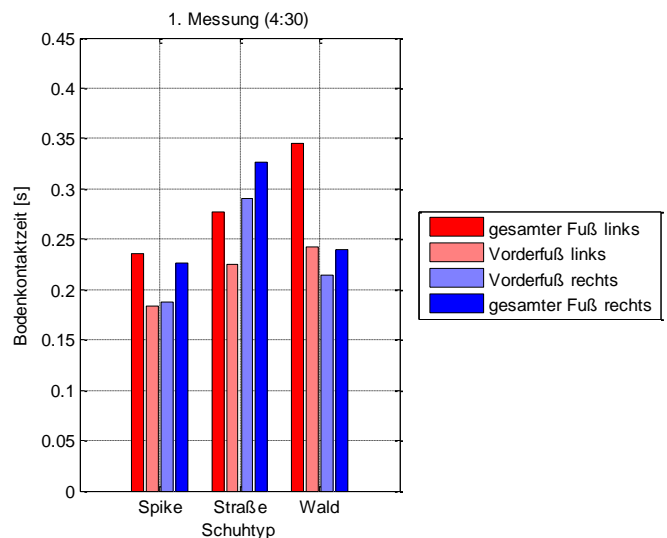


Abbildung 6 Bodenkontaktzeiten 1. Messung mit einer Pace von 4:30/km

In *Abbildung 6* ist ersichtlich, dass beim Wettkampfschuh der rechte Fuß länger belastet wird. Hingegen beim Trainingsmodell der linke Fuß eine längere Bodenkontaktzeit hat. Bei der Analyse des rechten Vorderfußes sticht vor allem der Ausreißer beim Straßenwettkampfmodell hervor.

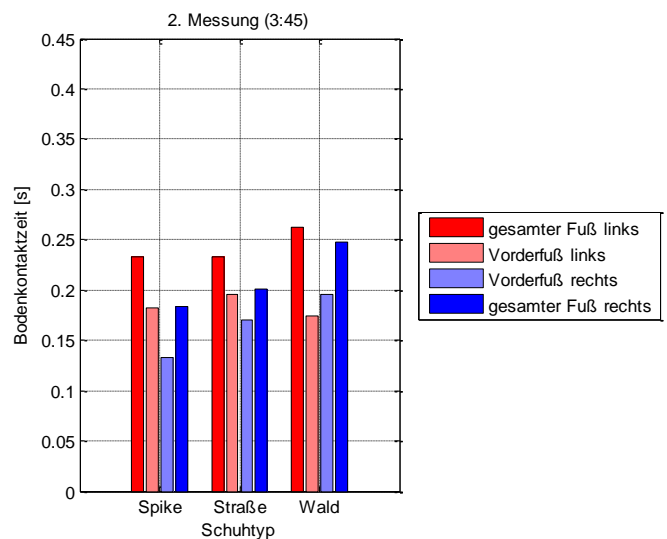


Abbildung 7 Bodenkontaktzeiten 2. Messung mit einer Pace von 3:45/km

In *Abbildung 7* ist ersichtlich, dass der linke Fuß bei höherem Tempo mit den Wettkampfmodellen länger belastet wird.

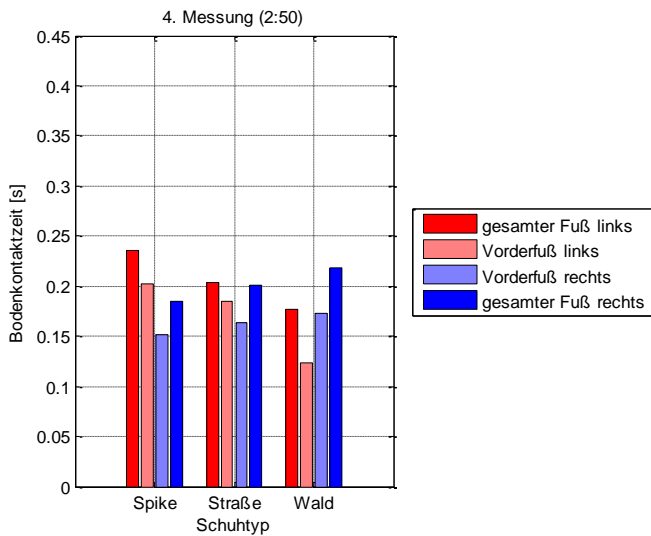


Abbildung 8 Bodenkontaktzeiten 4. Messung mit einer Pace von 2:50/km (3.Messung siehe Anhang)

In *Abbildung 8* ist generell ersichtlich, dass die Bodenkontaktzeit beim höchsten Tempo am niedrigsten ist.

3.2 Vertikalkräfte

In *Abbildung 9* und *Abbildung 10* sind die Vertikalkräfte über die ganze Sohle zu sehen. Die Auswertungen zu den Geschwindigkeiten 3:45/km und 3:00/km befinden sich im Anhang. Wie in *Abbildung 9* und *Abbildung 10* ersichtlich ist, sind die maximalen Vertikalkräfte nur sehr bedingt vom Lauftempo abhängig.

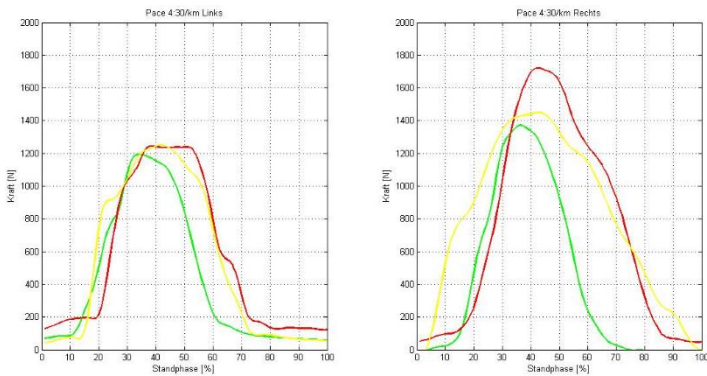


Abbildung 9 Vertikalkräfte gesamte Fußsohle mit einer Pace von 4:30 /km ohne Standardabweichung

Bei der 4:30/km Pace in Kombination mit dem Waldlaufschuh wird der rechte Fuß wesentlich stärker belastet. Bei den anderen Schuhtypen ist der Unterschied minimal.

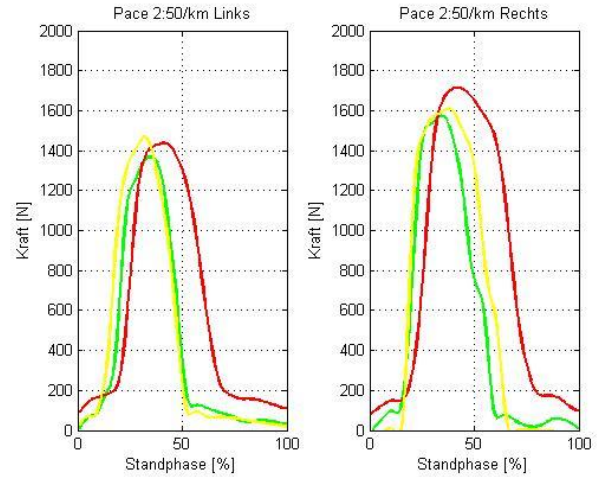


Abbildung 10 Vertikalkräfte gesamte Fußsohle mit einer Pace von 2:50 /km ohne Standardabweichung

	Spike-Schuh		
	MW	std.abw.	Max. Kraft
4:30/km	531/810	102/229	1251/1449
3:45/km	629/632	158/172	1333/1322
3:00/km	493/395	145/119	1449/1312
2:50/km	430/565	106/164	1472/1610
	Straßen-Schuh		
	MW	std.abw.	Max. Kraft
4:30/km	422/416	66/118	1194/1371
3:45/km	453/403	96/64	1329/1530
3:00/km	436/512	80/139	1335/1512
2:50/km	402/387	63/130	1367/1574
	Wald-Schuh		
	MW	std.abw.	Max. Kraft
4:30/km	551/732	118/160	1244/1722
3:45/km	614/733	109/168	1448/1736
3:00/km	479/838	147/204	1445/1689
2:50/km	575/765	77/114	1437/1715

Tabelle 2 Gemittelte Vertikalkraftwerte, Standardabweichung und maximal Kräfte über die Standphase in Newton [N]

3.3 Schrittfrequenz

In Tabelle 3 sind die Schritte(S) pro Minute zu sehen.

Spike-Schuh	S/min
1. Messung (4:30)	78
2. Messung (3:45)	84
3. Messung (3:00)	93
4. Messung (2:50)	99

Straßenschuh

1. Messung (4:30)	84
2. Messung (3:45)	86
3. Messung (3:00)	93
4. Messung (2:50)	98

Waldlaufschuh

1. Messung (4:30)	83
2. Messung (3:45)	86
3. Messung (3:00)	93
4. Messung (2:50)	94

Tabelle 3 Auflistung der Schritte/min für jedes Schuhmodell und die einzelnen Laufzeiten

3.4 Vertikalkräfte Zonen

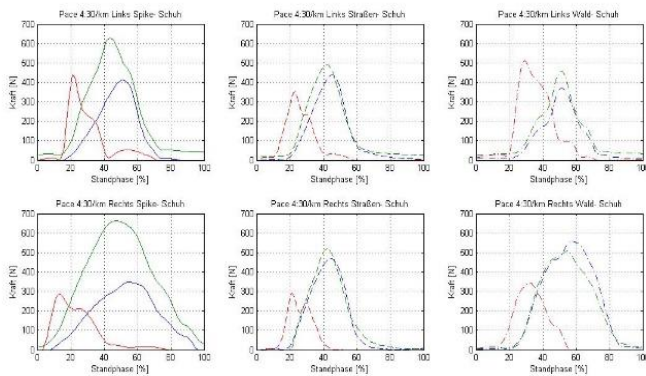


Abbildung 12 Zonendefinierte Vertikalkraftverläufe Blau= Zehen, Rot= Ferse, Grün= Ballen mit einer Pace von 4:30/km

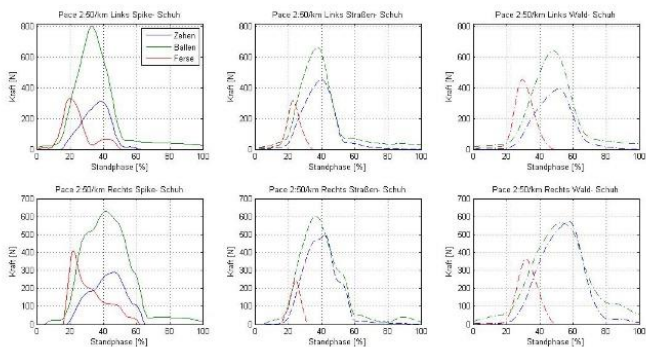


Abbildung 11 Zonendefinierte Vertikalkraftverläufe Blau= Zehen, Rot= Ferse, Grün= Ballen mit einer Pace von 2:50/km

In Abbildung 11 und 12 sind die Zonendefinierten Vertikalkraftverläufe abgebildet, welche das Abrollmuster sowie Belastungszonen hervorhebt. Im Anhang befinden sich Ergebnisse für die zwei mittleren Zeiten. Signifikant ist die Mehrbelastung des Fußballen bei der 2:50/km Pace im Vergleich zu der 4:30/km Pace.

3.5 Maximalkraftverlauf

Aufgrund von Messfehlern unbekannter Ursache sind keine reproduzierbaren Ergebnisse vorhanden.

4 Diskussion

Die Ergebnisse der Berechnung der Bodenkontaktzeiten lassen vermuten, dass der Proband speziell bei geringerem Tempo mehr über die Ferse läuft als vermutet. Ebenso unterstreichen die Ergebnisse des linken Vorderfußes die Vermutung, dass die Bodenkontaktzeit stark vom Gewicht und der Dämpfung des Schuhs abhängig ist. Aus den Grafiken lässt sich ableiten, dass sich die Bodenkontaktzeiten beim linken Vorderfuß bezüglich der unterschiedlichen Schuhtypen nur minimal unterscheiden. Zudem ist eine Verringerung der Bodenkontaktzeiten des rechten Vorderfußes hin zu den leichteren und weniger gedämpften Modellen (Spike-Straße) zu erkennen. Besonders bei der 4. Messung (Pace: 2:50/km) fällt auf, dass der linke Fuß in Kombination mit dem Wettkampfmodell signifikant länger belastet wird als der rechte Fuß. Dieses Ergebnis ist möglicherweise durch etwaige Ermüdungserscheinungen des Probanden zu erklären. Insbesondere da es im Versuchsdurchgang 4 (Pace 2:50) drei Fehlversuche gab. Die Ergebnisse der Vertikalkraftverläufe in *Abbildung 9* und *Abbildung 10* lassen eine klare Mehrbelastung des rechten Fußes erkennen. Primär fällt in *Abbildung 9* die hohe Standardabweichung auf. Ebenfalls ist die wellige Kurvenform zu beachten, welche dem in Relation gesehen niedrigem Lauftempo zu verschulden ist. Darüber hinaus sind im Steigungsverhalten Differenzen zu erkennen, welche zum Teil auf die Dämpfung zurückzuführen sind. Der rechte Fuß wird mit allen Schuhtypen markant stärker und länger belastet. Aussagekräftig ist in *Abbildung 10* vor allem die steilere Steigung der Kurve, aber auch die geringere Standardabweichung. An der Spikekurve sind besonders der frühe erste und letzte Maximalausschlag auffällig. Dies ist einerseits auf die minimale Dämpfung zurückzuführen, andererseits ein klares Indiz für ein passives „Abstoppen“ und aktives „Abdrücken“ der Bewegung. Wie in Tabelle 2 ersichtlich ist, sind die Schrittfrequenzen pro Minute nicht vom Schuhtyp abhängig. Vielmehr spielt das steigende Lauftempo den entscheidenden Faktor für die Zunahme der Schrittfrequenz. An den Zonendefinierten Vertikalkraften wird veranschaulicht, dass bei höherem Tempo der Körperschwerpunkt nach vorne wandert. Der Schritt läuft primär über den Fußballen, dies ist nötig, um aktiver die Wadenmuskulatur zu verwenden, bzw. um einen möglichst dynamischen, kurzen Bodenkontakt zu ermöglichen. Diese Messmethode kann verwendet werden, um in der Leistungsdiagnostik im Spitzensport

aber auch in der Rehabilitation eingesetzt werden. Diese Untersuchungen können mit einer EMG Messung oder Laktat Messung erweitert werden um exaktere Resultate erzielen zu können.

5 Literaturverzeichnis

David, V., Jagos, H., Litzenberger, S., & Reichel, M. (2012). Instrumented insole for mobile and long distance motion pattern measurement. *Procedia Engineering*, pp. 760-765.

Litzenberger, S., & Sabo, A. (2012). Can Silicon Retina Sensors be used for optical motion analysis in sports? *Procedia Engineering*, pp. 748-753.

Pasching, E., Diem, E., Litzenberger, S., & Sabo, A. (2012). Falls into via ferrata climbing sets carry a higher injury risk for lightweight climbers. *Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, pp. 253-259.