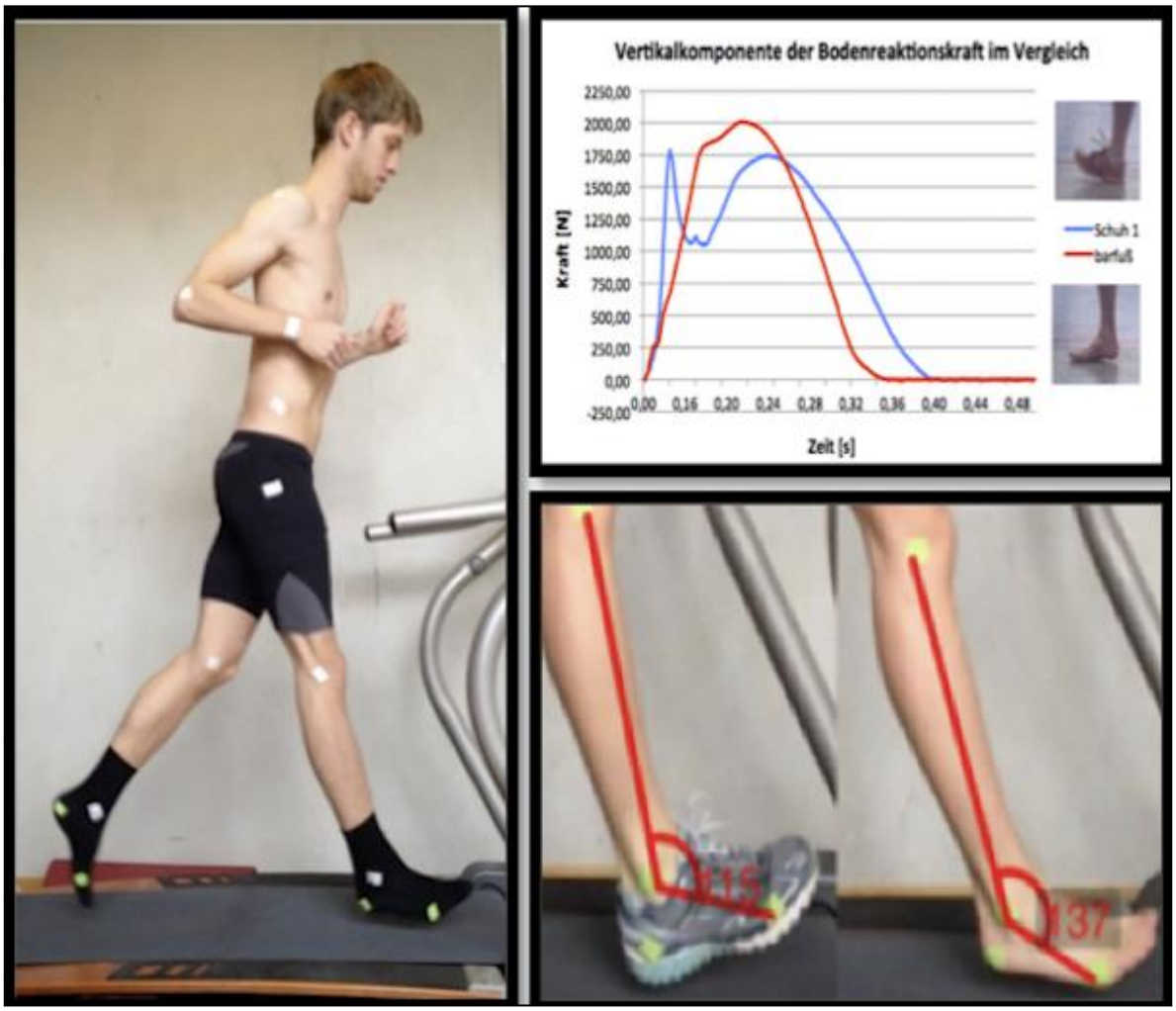
VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNG DER LAUFTECHNIK MIT SPORTSCHUHEN UND BARFUß



Creative-Commons-Lizenz Namensnennung, Weitergabe unter gleichen Bedingungen 4.0 International (CC BY-SA 4.0)

Autoren: Dominik Wagner

Übersicht

- **Einleitung**
- **Stand der Forschung**
- **Videoanalyse**
  - Probanden
  - Versuchsaufbau
  - Versuchsdurchführung
  - Ergebnisse
- **Bodenreaktionskräfte**
  - Probanden
  - Versuchsaufbau
  - Versuchsdurchführung
  - Ergebnisse
- **Diskussion**
- **Fazit**
- **Quellenverzeichnis**

 CC BY-SA

1 Einleitung

Die Fähigkeit über einen sehr langen Zeitraum zu laufen und dabei große Distanzen zurückzulegen ist eines der Unterscheidungsmerkmale des Menschen im Vergleich zu anderen Lebewesen und stellt eine Schlüsselrolle in der Entwicklung des Menschen dar[1]. Seit über zwei Millionen Jahren besitzt der Mensch diese Fähigkeit und die tägliche Laufleistung betrug dabei zwischen 20 und 50 km pro Tag[2]. Demnach ist der Mensch von Natur aus zum Laufen geschaffen und diese Art der Fortbewegung bildet somit ein wichtiges Merkmal einer artgerechten und gesunden Lebensweise. Wenn nun aber das Laufen einen ebenso zentralen Bestandteil des menschlichen Lebens darstellt wie das Fliegen bei den Vögeln oder das Schwimmen bei den Fischen, weshalb berichten dann derzeit jährlich bis zu 79% aller Läufer über eine Laufverletzung[3]? Wenn knapp 80% aller Vögel Verletzungen am Bewegungsapparat aufweisen würden, weil sie täglich fliegen, würde dies sicherlich verwundern. Beim Menschen sollte uns die hohe Verletzungsrate ebenso erstaunen, zumal es sich dabei größtenteils um Überlastungsverletzungen handelt. Jahrzehntelang hatte man als Ursache für die Laufverletzungen einen harten Untergrund wie z.B. Asphalt verantwortlich gemacht, weil man fälschlicherweise annahm, dass der menschliche Körper nicht mit den Aufprallkräften beim Laufen auf solch harten Oberflächen umgehen könne. Deshalb wurden seit den 70iger Jahren Laufschuhe entwickelt, die alle das Ziel verfolgten, den Fuß zu dämpfen, zu stützen und zu führen. Jedes Jahr wurden neue und noch ausgefeiltere Dämpfungssysteme auf den Markt gebracht, was jedoch zu keinem signifikanten Rückgang der laufassoziierten Erkrankungen des Bewegungsapparates führte. Sogar das Gegenteil war der Fall. Gerade die mit Dämpfungselementen aufgerüsteten, überdimensionierten Fersenteile wurden in Zusammenhang mit Achillessehnenbeschwerden gebracht[4].

Wenn aber das Ausdauerlaufen eine Schlüsselrolle in der Evolution des Menschen darstellt und seit über zwei Millionen Jahren praktiziert wird, so ist davon auszugehen, dass sich im Rahmen der Selektion eine effiziente und verletzungsarme Fortbewegungsart entwickelt hat. Dies steht allerdings im Widerspruch zu der hohen Anzahl an Laufverletzungen, was die Vermutung nahelegt, dass (Lauf-) Schuhe das natürliche Bewegungsmuster beim Laufen verändern und somit direkten Einfluss auf den Laufstil eines Menschen haben.

Ziel dieser Arbeit ist es nun, die Frage zu klären inwieweit sich die Lauftechnik zwischen dem Barfußlaufen und dem Laufen in Sportschuhen unterscheidet bzw. verändert, wenn man anstatt mit Laufschuhen barfuß läuft. Dafür soll zum einen der aktuelle Stand der Forschung zu diesem Thema betrachtet werden, und zum anderen sollen mithilfe von Videoanalysen und Messungen der Bodenreaktionskräfte eigene Untersuchungen angestellt werden.

1 Vgl.: Bramble/Lieberman 2004, 345-351

2 Vgl.: Walther 2012, 91

3 Vgl.: Schohmaker 2013, 51

4 Vgl.: Walther M 2012, 91

 CC BY-SA

2 Stand der Forschung

Da es eine Vielzahl von Studien oder Publikationen gibt, die sich direkt oder indirekt mit diesem Thema beschäftigen, sollen im Folgenden sechs Studien aus den letzten fünf Jahren repräsentativ kurz zusammengefasst werden.

2.1 Aufpralleigenschaften mit Schuhen und barfuß

Impact characteristics in shod and barefoot running[5]

In einer Studie der Universität von Massachusetts aus dem Jahre 2010 wurde der Aufprall beim Laufen mit Laufschuhen unterschiedlicher Dämpfung bzw. Sohlendicke und barfuß untersucht und miteinander verglichen.
Als Probanden dienten zehn Teilnehmer (fünf Männer und fünf Frauen), die alle ca. 30 Jahre alt, normalgewichtig und Fersenläufer waren und mindestens 15 km pro Woche liefen. Diese mussten auf einem Laufband mit drei Paar identischen Laufschuhen mit unterschiedlicher Absatzhöhe (4, 12 + 20 mm) und barfuß einmal in ihrer Lieblingsgeschwindigkeit und einmal mit einer Geschwindigkeit von 4 m/s laufen.
Bei der maximalen Kraft, die beim Aufprall wirkt, der Stabilität im Knöchel und im Knie wurden zwischen den unterschiedlichen Laufschuhen keine Unterschiede festgesellt, jedoch gab es große Unterschiede zwischen Schuhen und barfuß.
Die maximalen Kräfte beim Aufprall waren beim Barfußlaufen bei beiden Geschwindigkeiten deutlich geringer als mit Schuhen und sowohl das Fußgelenk, als auch das Knie, waren deutlich stabiler. Außerdem wurde bei der Studie festgestellt, dass die Teilnehmer bei dem Wechsel von Laufschuhen auf barfuß ihren Laufstil von einem Fersenlauf hin zu einem Mittelfußlauf änderten. Daher liegt der Schluss nahe, dass die Veränderungen zwischen Laufschuhen und barfuß in der Änderung des Laufstils begründet sind. Zumal die unterschiedliche Sohlendicke keinen Einfluss auf die Bodenreaktionskräfte beim Aufprall hatten.

2.2 Einfluss der Dämpfung und der sensomotorischen Rückmeldung auf die Effizienz und das Verletzungsrisiko

The pursuit of improved running performance: Can changes in cushioning and somatosensory feedback influence running economy and injury risk?[6]

Bei dieser Studie wurde untersucht, ob Veränderungen der Dämpfung und der sensomotorischen Rückmeldung die Effizienz und das Verletzungsrisiko beeinflussen. Dazu liefen 15 Frauen, die alle Freizeitläuferinnen in gewöhnlichen Laufschuhen waren, mit gewöhnlichen Laufschuhen, mit „Minimalistic-Schuhen“[7] und barfuß auf dem Laufband. Dabei wurden Untersuchungen im Bereich der Elektromyographie gemacht, der Bewegungen des Unterschenkels und Fußes, der Bodenreaktionskräfte und des Sauerstoffverbrauches. Das Ergebnis war, dass die Effizienz beim Barfuß-

5 Vgl.: Hamill u.a. 2011, 33-40

6 Vgl.: Moore u.a. 2014, 1-11

7 Schuhe mit flacher, flexibler Sohle und einem geringen Absatz

 BY-SA

laufen signifikant höher ist, als mit den beiden unterschiedlichen Schuhen. Es wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass eine verstärkte sensomotorische Rückmeldung der Füße und das Fehlen einer Dämpfung einen Vorteil im Bezug auf die Effizienz bringt, gegenüber herkömmlichen Laufschuhen, die wenig sensomotorische Rückmeldung zulassen und eine starke Dämpfung bieten.

2.3 Schuhe verändern die Belastungen im Fuß- und Kniegelenk beim Laufen

Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running[8]

Diese Studie wurde von dem Institut für Biomechanik und Orthopädie der Sporthochschule Köln durchgeführt und untersuchte Veränderungen der Lauftechnik beim Laufen mit unterschiedlichen Schuhen und barfuß. Dabei liefen 14 Läufer in fünf unterschiedlichen Laufschuhen auf Tartan und barfuß auf Rasen, während die Bewegungen dreidimensional erfasst und die Bodenreaktionskräfte gemessen wurden. Ein besonderer Fokus wurde auf das Knie- und das Fußgelenk gelegt. Zwischen den fünf verschiedenen Paar Schuhen wurden keine Veränderungen festgestellt, jedoch aber gab es deutliche Unterschiede zwischen Schuhen und barfuß. Es wurde beobachtet, dass die Läufer barfuß signifikant kürzere Bodenkontaktzeiten hatten, und dass der Fußaufsatz dabei wesentlich flacher erfolgte, was durch eine stärkere Kniebeugung und eine größere Plantarflexion des Fußgelenkes erreicht wurde. Zudem wurde beim Laufen mit Schuhen eine höhere mechanische Belastung festgestellt, vor allem im Kniegelenk während der mittleren Stützphase. Diese erhöhte Kniegelenksbelastung gefährdet die biologischen Strukturen und stellt somit ein Sicherheits- und Verletzungsrisiko dar.

2.4 Laufen in Minimalschuhen ist nicht Dasselbe wie Barfußlaufen

Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study[9]

Die Bewegungen des rechten Beines von 22 gut trainierten Läufern (14 Männer und 8 Frauen) wurden dreidimensional erfasst und untersucht; es wurde barfuß und mit drei unterschiedlichen Paar Schuhen gelaufen: „Minimalistic-Schuhe“, „Racing-Flats“[10] und den normalen Laufschuhen des jeweiligen Probanden. Es gab signifikante Unterschiede zwischen barfuß und Schuhen, aber keine Unterschiede zwischen den verschiedenen Schuhtypen. Beim Barfußlaufen wurde eine geringere Kniebeugung in der mittleren Stützphase und eine Abnahme der negativen Arbeit um 24% festgestellt. Im Fußgelenk beobachtete man hingegen eine größere Plantarflexion und einen Anstieg der positiven Arbeit um 19%. Die Läufer wechselten von einem Fersen- hin zu einem Mittel- oder Vorfußlauf und verringerten ihre Schrittlänge bei gleicher Geschwindigkeit. Der Grund für diese Veränderungen wurde darin gesehen, dass die Dämpfung in Verbindung mit dem Absatz im Schuh und dem Mangel an sensorischer Rückmeldung automatisch zu einem Fersenlauf führt. Ein sogenannter

8 Vgl.: Braunstein u.a. 2010, 2120-2125

9 Vgl.: Bonacci u.a. 2013, 387-392

10 Wettkampfschuhe, die etwas flacher und leichter gebaut sind

 BY-SA

„Minimalistic-Schuh“, der das Barfußlaufen simulieren soll, bringt gegenüber gewöhnlichen Laufschuhen kein Vorteil, wie die Ergebnisse der Studie gezeigt hätten. Allerdings wurde in diesem Zusammenhang eingeräumt, dass in einer anderen Studie[11] keine Unterschiede zwischen dem Barfußlaufen und dem Laufen mit einem „Minimalistic-Schuh“ festgestellt wurden, was vermutlich daran liegt, dass dort ein Modell von „Vibram Five Fingers“ mit einer 3,5 mm Sohle verwendet wurde, wohingegen selber das Modell „Nike Free 3.0“ mit einer 17 mm starken Sohle zum Einsatz kam. Deshalb kam man zu dem Schluss, dass die Veränderungen der Lauftechnik im Vergleich zum Barfußlaufen nur durch Schuhe verursacht werden, die eine Dämpfung und einen erhöhten Fersenabsatz haben.

2.5 Fußaufsatz und Aufprallkräfte mit Schuhen und barfuß

Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners[12]

Die Probanden dieser Studie der Havard Universität bestand aus drei Gruppen von Läufern, deren Laufpensum mindestens 20 km pro Woche betrug. Die erste Gruppe bildeten Läufer aus den USA mit gewöhnlichen Laufschuhen, die zweite Gruppe bestand aus Läufern aus Kenia, von denen die meisten barfuß aufwuchsen aber mittlerweile gedämpfte Laufschuhe tragen, und die dritte Gruppe bildeten Läufer, die mit Schuhen aufwuchsen aber mittlerweile barfuß oder in minimalistischen Schuhen laufen. Alle Läufer mussten mit ihrer bevorzugten Laufgeschwindigkeit (4-6 m/s) sowohl barfuß als auch mit Schuhen laufen, wobei die Bewegungen beim Fußaufsatz dreidimensional erfasst und die Bodenreaktionskräfte untersucht wurden. Dabei wurde festgestellt, dass die Läufer, die mit Schuhen aufwuchsen und in gewöhnlichen Laufschuhen laufen, meistens auf der Ferse landen. Das tun sie auch, wenn sie barfuß laufen, dann allerdings mit einem deutlich flacheren Fußaufsatz. Die anderen Läufer jedoch, die entweder barfuß aufwuchsen oder zum Barfußlaufen wechselten, landeten immer auf dem Vorderfuß, egal ob barfuß oder mit Schuhen. Weiterhin wurde festgestellt, dass bei Barfußläufern die über den Vorderfuß laufen bei gleicher Geschwindigkeit die Spitzenwerte der vertikalen Kräfte während der Aufprallphase etwa dreimal niedriger sind als bei den Läufern, die über die Ferse laufen, egal ob mit oder ohne Schuhe. Bei den Fersenläufern wurde innerhalb der ersten 50 ms des Aufpralls ein passiver Peak der vertikalen Bodenreaktionskraft gemessen, der das 1,5-3fache des Körpergewichtes betrug. Dieser passive Peak war bei den Vorderfußläufern nicht vorhanden. Der Grund für die Veränderungen der Lauftechnik wird darin gesehen, dass gedämpfte Laufschuhe mit Absatz zwar bequem seien, aber die sensorische Rückmeldung stark einschränken und dadurch den Fersenlauf verursachen bzw. begünstigen würden. Außerdem hätten die meisten Laufschuhe eine Stütze im Bereich des Fußgewölbes, was in Verbindung mit einer unflexiblen Schuhsohle zu einer schwächeren Fußmuskulatur führe. Diese Schwächung führe wiederum zu einer verstärkten Pronation des Fußgelenkes und zu einer höheren Belastung der Plantarfaszie, was Verletzungen verursachen bzw. begünstigen könnte.

11 Vgl.: Squadrone/Gallozzi 2009, 6–13

12 Vgl.: Lieberman u.a. 2010, 531-535

 BY-SA

2.6 Die Auswirkungen von Laufschuhen auf die Gelenke der unteren Extremitäten

The effect of running shoes on lower extremity joint torques[13]

Diese Studie der Universität von Virginia untersuchte, welche Effekte moderne Laufschuhe auf die Drehmomente haben, die auf die Gelenkachsen der Hüfte, des Knies und des Fußgelenks wirken. Dazu ließ man 68 junge Erwachsene (davon 37 Frauen und 31 Männer), die in ihrer Freizeit mindestens 15 Meilen pro Woche in gewöhnlichen Laufschuhen laufen, auf einem Laufband bei einer festgelegten Geschwindigkeit sowohl barfuß als auch mit dem gleichen Laufschuhmodell laufen. Dabei wurden die Bewegungen dreidimensional erfasst und gleichzeitig die Bodenreaktionskräfte gemessen. Das Ergebnis der Untersuchung brachte, dass die Drehmomente beim Laufen mit Schuhen unverhältnismäßig größer als beim Barfußlaufen sind. Beim Hüftgelenk war das Drehmoment bei der internen Rotation um 54% höher; beim Kniegelenk bei der Kniebeugung um 36% höher und bei der Varus-Rotation (nach Innen um die Tiefenachse) um 38% höher. Die Erhöhung um 36% bei der Kniebeugung führt zu einer erhöhten Belastung des Quadrizeps und der Patellasehne und erhöht den Druck zwischen Patella und Femur. Die Erhöhung um 38% bei der Varus-Rotation führt zu einer deutlich höheren Belastung der Kniegelenksinnenfläche zwischen Femur und Tibia. Die Erhöhung um 54% im Hüftgelenk legt die Vermutung nahe, dass das wettkampforientierte Laufen das Risiko für Osteoarthritis steigert.
Die Gründe für diese Veränderungen sehen die Studienbetreiber in der Konstruktion moderner Laufschuhe, die ihrem Ziel zum Trotz die laufbedingte Verletzungsrate nicht hätten senken können. Vermutlich würden die höheren Belastungen durch den erhöhten Fersenabsatz und das stützende Material im Bereich des Fußgewölbes verursacht. In Folge dessen fordern die Wissenschaftler der Universität Virgina neue Schuhkonstruktionen, die die Belastungen auf dasselbe Maß wie beim Barfußlaufen reduzieren würden.

3 Videoanalyse

3.1 Probanden

Bei der Videoanalyse wurden vier Frauen und vier Männer auf dem Laufband gefilmt. Alle Probanden waren im Alter von 21 – 25 Jahren und studierten zum Zeitpunkt der Untersuchung Sport an der Universität Koblenz.

13 Vgl.: Kerrigan u.a. 2009, 1058-1062

 BY-SA

3.2 Versuchsaufbau

Den Probanden wurden Markierungspunkte an den Gelenken sowie an Ferse, Vorderfuß und Beckenkamm angebracht (siehe Abb. 1). Da es sich bei dieser Untersuchung um eine zweidimensionale Videoanalyse handelt und eine genaue Bestimmung des Körperschwerpunktes somit nicht möglich ist, soll die Markierung am Beckenkamm als Anhaltspunkt für den KSP[14] dienen. Gefilmt wurde nur die rechte Seite der Läufer/-innen, während sie auf dem Laufband liefen (siehe Abb. 2).

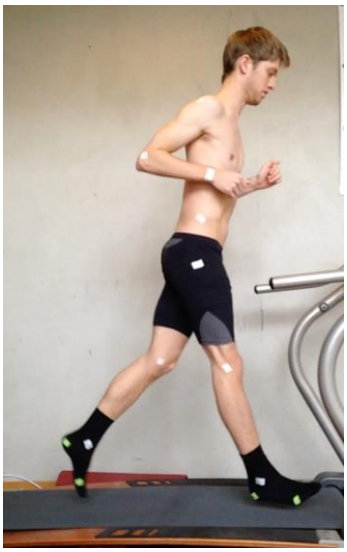


Abb. 1: Markierungen

Für die spätere Analyse der Bewegungen und die Messung der Winkel wurden Markierungen an den Gelenken sowie Ferse, Vorderfuß und Beckenkamm angebracht

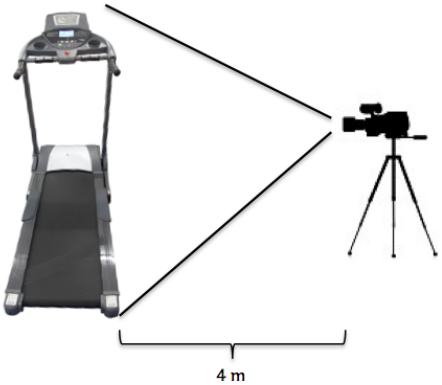


Abb. 2: Aufbau des Laufbandes und der Kamera

In ca. 4 m Abstand wurden die Probanden von der rechten Seite im Hochformat gefilmt

3.3 Versuchsdurchführung

Zuerst mussten die Probanden in ihren eigenen Laufschuhen 9 km/h, dann 12 km/h und zuletzt 15 km/h laufen. Bei jeder Geschwindigkeit wurde eine Sequenz von zehn Sekunden aufgenommen. Direkt im Anschluss wurde dasselbe ohne Schuhe wiederholt. Die Gesamtlaufdauer betrug demnach weniger als zehn Minuten und es gab keine längere Umstellungsphase, in der sich die Läufer/-innen auf das Barfußlaufen hätten einstellen können. Daher sind alle Veränderungen der Lauftechnik, die bei dieser Untersuchung beobachtet wurden, bereits wenige Sekunden nach dem Wechsel von Schuhen auf barfuß aufgetreten.
Die Videos wurden mit der Software SIMI® Motion ausgewertet, deren Ergebnisse im Folgenden dargestellt werden. Die Kalibrierung der Videos wurde mithilfe von zwei Strecken am rechten und linken Rande des Laufbandes vorgenommen. Die Kalibrierung wurde überprüft, indem die Abstände zwischen Knie und Knöchel sowie Handgelenk und Ellenbogen gemessen und mit den jeweiligen Körpermaßen verglichen wurde. Die Abweichung betrug dabei +/- 1 cm.
Bei der Bewegungsanalyse wurden fünf Schrittzyklen bei einer Geschwindigkeit von 12 km/h mit der Software SIMI® Motion bearbeitet und ausgewertet, wobei die Bewegungen in vertikaler Richtung im Fokus lagen. Bei derselben Geschwindigkeit

14 Körperschwerpunkt

 BY-SA

wurden zudem die Winkel von zehn Schrittzyklen der jeweiligen Gelenke kurz vor und beim Erstkontakt sowie in der Stützphase gemessen, woraus für jedes Gelenk in der jeweiligen Phase der Mittelwert gebildet wurde.

3.4 Ergebnisse

Beim direkten Vergleich der Ergebnisse mit Schuhen und barfuß wurde deutlich, dass im Bereich des Rumpfes und der oberen Extremitäten nahezu keine Veränderung auftreten. Sowohl die Kopfhaltung als auch die Armarbeit hat sich bei keinem der Probanden sichtbar verändert. Deutliche Veränderungen hingegen traten bei den unteren Extremitäten auf, die im Folgenden genauer betrachtet werden sollen.

3.4.1 Veränderungen der Vertikalbewegungen

Besonders auffällig ist dabei der Unterschied bei der Bewegung der Füße. Abbildung 3 beschreibt die Vertikalbewegung der Füße in einem Schrittzyklus beginnend bei der hinteren Schwungphase. Hier erkennt man auf den ersten Blick einen deutlichen Unterschied am Ende der vorderen Schwungphase kurz vor dem Bodenkontakt.

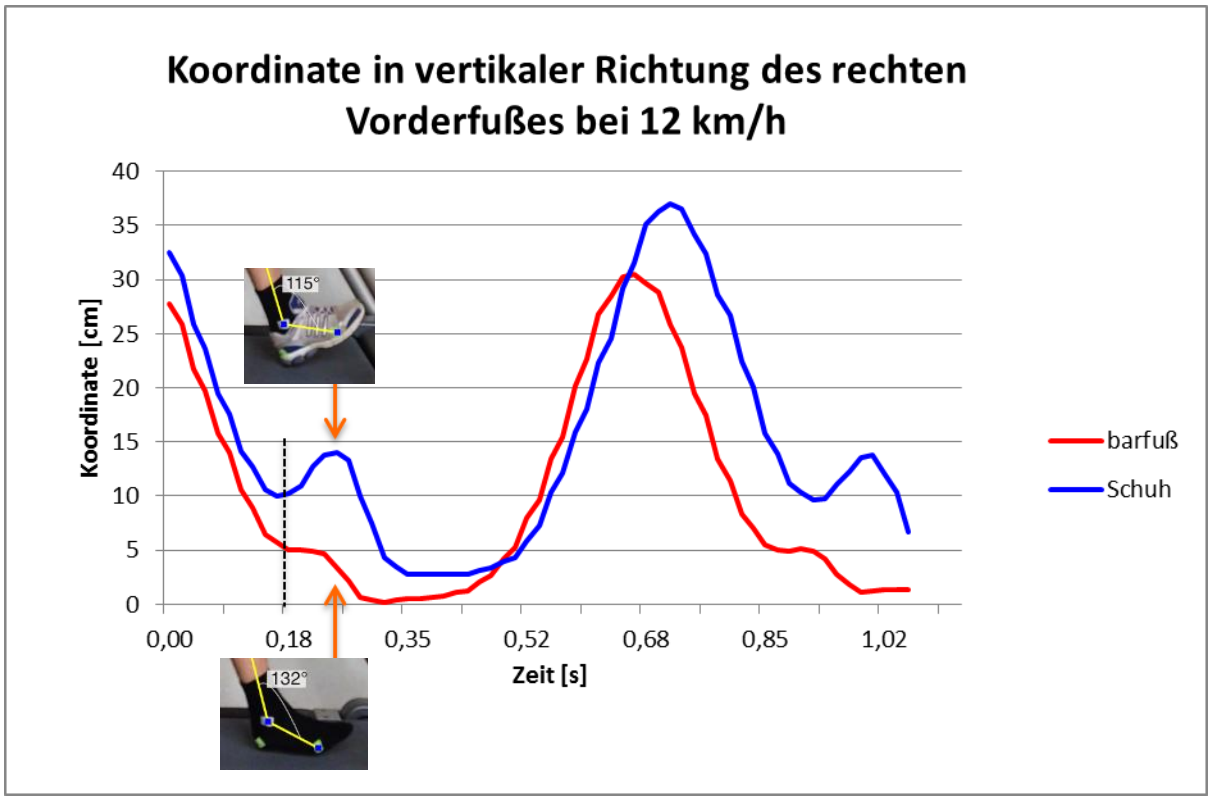


Abb. 3: Koordinate in vertikaler Richtung des rechten Vorderfußes

Die leichte Dorsalflexion beim Laufen mit Schuhen führt dazu, dass sich der Vorderfuß kurz vor dem Bodenkontakt noch einmal nach oben bewegt, wodurch der Fuß mit der Ferse aufsetzt. Erst danach senkt sich der Vorderfuß schnell ab, bis die gesamte Fußsohle Bodenkontakt hat. Beim Laufen ohne Schuhe findet statt dessen kurz vor dem Bodenkontakt eine aktive Plantarflexion statt, was zur Folge hat, dass der Fuß sehr flach und mit dem vorderen Bereich zuerst aufsetzt.

 BY-SA

Von der hinteren Schwungphase ausgehend senken sich in beiden Fällen die Füße nahezu identisch ab. Lediglich der durch die Dicke der Schuhsohle verursachte Höhenunterschied führt zu einer leichten vertikalen Verschiebung beider Kurven. 10 cm vor dem Boden erfährt der Vorderfuß im Schuh dann einen Richtungswechsel und bewegt sich wieder nach oben, während der Vorderfuß ohne Schuh sich bei einer Höhe von 5 cm kurz parallel zum Boden bewegt. Im Unterschied zu dem Fuß mit Schuh, der leicht dorsal geflext ist, vollzieht der Fuß ohne Schuh eine aktive Plantarflexion. Dies hat zur Folge, dass mit Schuh der Erstkontakt mit der Ferse und barfuß mit dem Vorderfuß erfolgt. Wie auf den Fotos in Abbildung 3 deutlich wird, erfolgt beim Barfußlaufen ein sehr flacher Fußaufsatz, wohingegen mit Schuhen seht steil und mit der Ferse zuerst aufgesetzt wird.
Betrachtet man die Vertikalbewegung der Ferse (Abb.4), so wird dieser unterschiedliche Fußaufsatz nicht ganz so deutlich, aber dennoch erkennbar.

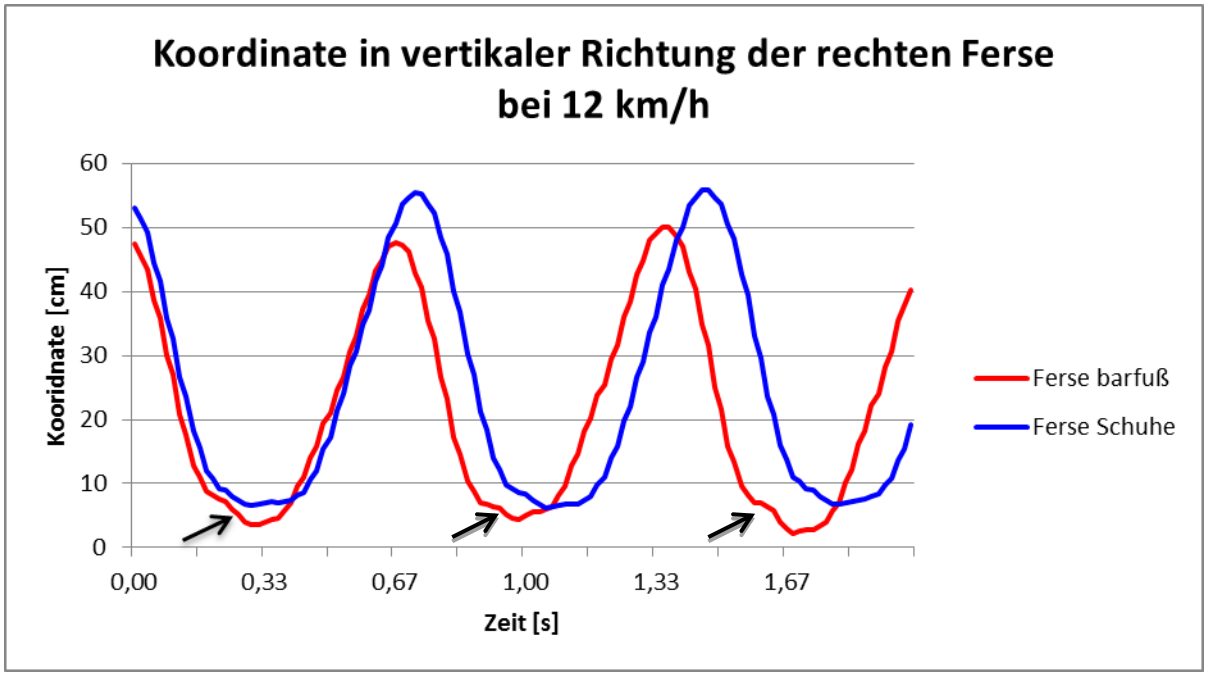


Abb. 4: Koordinate in vertikaler Richtung der rechten Ferse

Durch die Plantarflexion kurz vor dem Bodenkontakt wird die Ferse leicht angehoben, was durch die Wölbung am unteren Ende der Kurve sichtbar wird (siehe Pfeile). Mit Schuhen bleibt der Fuß in einer neutralen bzw. leicht dorsal geflexten Stellung, weshalb es zu keiner Abweichung der Kurve kommt.

Während die Bewegung der Ferse im Schuh eine relativ schöne und saubere Kurve bildet, entsteht bei der Barfußbewegung der Ferse kurz vor dem Bodenkontakt eine Wölbung. Diese wird durch die Plantarflexion verursacht, da hierbei die Ferse leicht angehoben wird.

 BY-SA

3.4.2 Veränderungen der Schrittfrequenz

Darüber hinaus lässt sich schon anhand der drei abgebildeten Schrittzyklen in Abbildung 4 ein weiterer Unterschied erkennen, da sich von Schritt zu Schritt die beiden Kurven mehr und mehr in horizontaler Richtung verschieben.
Noch deutlicher wird dies in Abbildung 5 dargestellt, in der die vertikale Bewegung des Knies über fünf Schrittzyklen abgebildet wird. Zu Beginn sind beide Kurven noch relativ dicht beieinander, doch von Schritt zu Schritt entfernen sie sich mehr, so dass nach fünf Schrittzyklen die Phasen so verschoben sind, dass der Höhepunkt des Knies beim Barfußlaufen fast zeitgleich mit dem Tiefpunkt der Knies beim Laufen mit Schuhen ist. Demnach hat der Wechsel von Schuhe auf barfuß zur Folge, dass der Läufer bei gleicher Geschwindigkeit mehr und somit auch kleinere Schritte macht.

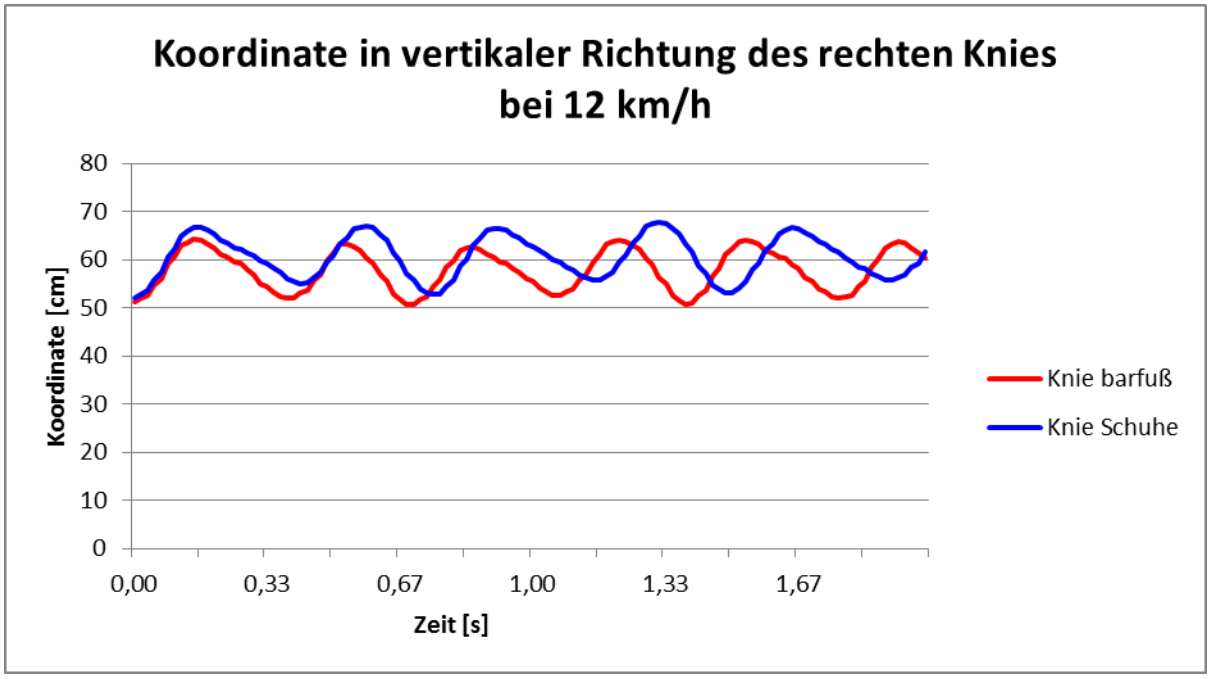
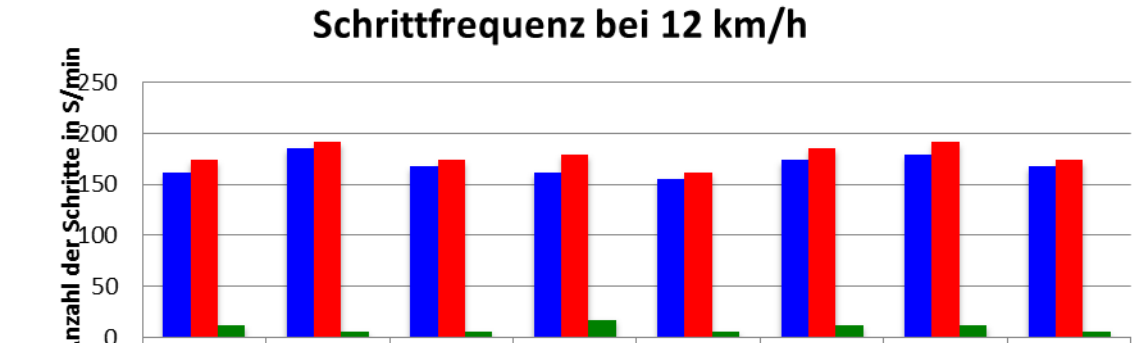


Abb. 5: Koordinate in vertikaler Richtung des rechten Knies

Der Barfußläufer hat bei gleicher Geschwindigkeit eine höhere Schrittfrequenz als der Läufer in Schuhen, was sich an der Phasenverschiebung erkennen lässt.

Diese Veränderung der Schrittfrequenz zeigte sich bei allen Probanden (siehe Abb.6). Bei der Hälfte der Läufer/-innen erhöhte sich die Anzahl der Schritte nur geringfügig, bei der anderen Hälfte jedoch deutlich. Läufer 4 bildet dabei den Maximalwert und lief barfuß 18 Schritte in der Minute mehr als mit Schuhen.

 BY-SA



	Läufer 1	Läufer 2	Läufer 3	Läufer 4	Läuferin 5	Läuferin 6	Läuferin 7	Läuferin 8
Schuhe	162	186	168	162	156	174	180	168
barfuß	174	192	174	180	162	186	192	174
Differenz	12	6	6	18	6	12	12	6

Abb. 6: Schrittfrequenz bei 12 km/h

Bei allen Probanden erhöhte sich beim Barfußlaufen die Anzahl der Schritte im Vergleich zum Laufen in Schuhen.

3.4.3 Veränderungen der Winkel bei den Gelenken

Die bisherigen Ergebnisse legen nahe, dass mindestens beim Winkel des Fußgelenkes ein deutlicher Unterschied messbar ist. Und tatsächlich konnte bei den Videoanalysen beim Fußgelenk die größte Differenz zwischen Schuhen und barfuß gemessen werden. Den Spitzenwert markiert dabei Läuferin 5, bei der kurz vor dem Erstkontakt eine durchschnittliche Differenz von 22,9° gemessen wurde (siehe Abb.7, grüner Kasten). Die bei den Vertikalbewegungen beobachtete aktive Plantarflexion beim Barfußlaufen wird folglich noch einmal bestätigt, was sich auch dadurch zeigt, dass sich bis auf Läuferin 8 bei allen Probanden ein deutlich größerer Winkel im Fußgelenk messen ließ, der im Durchschnitt 17,3° betrug (vgl. Abb. 11).

3.4.3 Veränderungen der Winkel bei den Gelenken

Die bisherigen Ergebnisse legen nahe, dass mindestens beim Winkel des Fußgelenkes ein deutlicher Unterschied messbar ist. Und tatsächlich konnte bei den Videoanalysen beim Fußgelenk die größte Differenz zwischen Schuhen und barfuß gemessen werden. Den Spitzenwert markiert dabei Läuferin 5, bei der kurz vor dem Erstkontakt eine durchschnittliche Differenz von 22,9° gemessen wurde (siehe Abb.7, grüner Kasten). Die bei den Vertikalbewegungen beobachtete aktive Plantarflexion beim Barfußlaufen wird folglich noch einmal bestätigt, was sich auch dadurch zeigt, dass sich bis auf Läuferin 8 bei allen Probanden ein deutlich größerer Winkel im Fußgelenk messen ließ, der im Durchschnitt 17,3° betrug (vgl. Abb. 11).

 BY-SA

Vergleich der Winkel [°] mit Schuhen und barfuß bei 12 km/h

	S	B	S	B	S	B	S	B	S	B	S	B	S	B
Läufer	Hüfte Stützphase		Hüfte Erstkontakt		Knie Stützphase		Knie Erstkontakt		Fußgelenk kurz vor Erstkontakt		Fußgelenk Erstkontakt		KSP Erstkontakt	
L 1	150,5	154,9	152,8	153,9	138,0	142,6	168,4	155,1	115,8	128,0	112,8	116,8	15,0	8,4
L 2	160,5	164,9	161	163,1	136,4	143,1	168,8	157	116,5	134,5	113,5	125	15	10,1
L 3	160,7	162,7	156,1	157	136,7	142,7	167,8	156	117	135	112,6	119,4	14,7	9,8
L 4	152,1	159,1	153,2	155,7	131,9	141	166,3	157,3	116,3	130,1	121,4	124,3	12,6	10
L 5	154,3	160,2	156,4	153	125,7	133,9	163,1	153,7	115,2	138,1	116,6	122	13,3	10
L 6	150,3	154,4	148	149,6	129,9	134,4	159,1	153,5	111,6	129,7	113,4	120,1	11,6	9
L 7	149,2	154,5	148,8	150,9	131,9	140,2	157	151,7	115,1	133,3	115,1	120,9	13,8	8,6
L 8	158,4	159,4	156	156	132,8	136,6	158,4	153,7	139,2	141,2	127,8	126,7	11,8	11,2

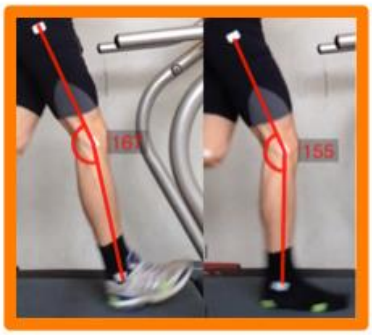


Abb. 7: Vergleich der Winkel mit Schuhen und barfuß bei 12 km/h

Die größten Unterschiede bei den Winkeln zwischen Schuhe und barfuß lassen sich beim Knie- und beim Fußgelenk beobachten. Die farbig umrandeten Zahlen markieren dabei die maximalen Differenzwerte innerhalb der Probandengruppe. Läufer 4 hatte barfuß in der Stützphase eine um 9,1° geringere Kniebeugung; Läufer 1 hatte barfuß beim Erstkontakt eine um 13,3° größere Kniebeugung; Läuferin 1 hatte barfuß kurz vor dem Erstkontakt eine um 22,9° geringere Beugung im Fußgelenk.

Betrachtet man die Werte von Läuferin 8, so stellt man fest, dass bei ihr alle gemessenen Winkel nahezu identisch sind. Bei ihr ließen sich als einzige keine Unterschiede im Laufstil zwischen Schuhen und barfuß feststellen, was vor allem am Fußgelenkswinkel und am flachen Fußaufsatz sichtbar wird (siehe Abb.8). Im Gegensatz zu allen anderen Probanden landet sie auch mit Schuhen nicht auf der Ferse.

 BY-SA

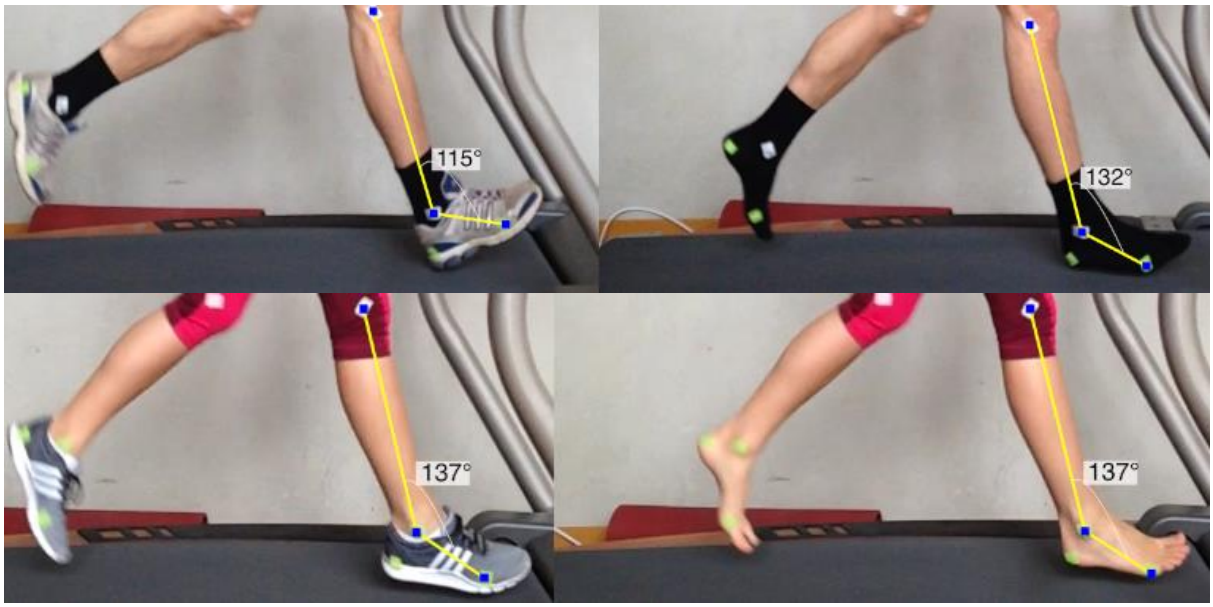


Abb. 8: Läufer 1 und Läuferin 8 im Vergleich

Läuferin 8 war die Einzige unter allen Probanden, die mit Schuhen nicht auf der Ferse landete und bei der sich der Laufstil barfuß nicht änderte.

Der flache Fußaufsatz bzw. die aktive Plantarflexion ist jedoch nicht der einzige deutliche Unterschied, wie man schon in Abbildung 7 durch die farblichen Markierungen sehen konnte. Auffällige Veränderungen lassen sich auch am Kniegelenk sowohl beim Erstkontakt als auch in der Stützphase beobachten.
Den Spitzenwert beim Erstkontakt markiert Läufer 1, bei dem barfuß eine um durchschnittlich 13,3° stärkere Kniebeugung gemessen wurde. Im Durchschnitt betrug bei allen Probanden die Differenz der beiden Kniewinkel 9,5° (vgl. Abb.9). In der Stützphase verhielt es sich jedoch genau umgekehrt. Hier war die Kniebeugung beim Laufen mit Schuhen um durchschnittlich 6,8° größer als beim Barfußlaufen. Den Spitzenwert hierbei markiert Läufer 4 mit 9,1° (siehe Abb.10).

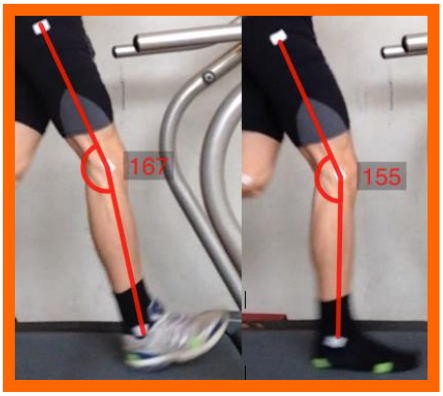


Abb. 9: Kniewinkel beim Erstkontakt

Läufer 1 zeigte mit 13,3° die größte Differenz von allen Probanden

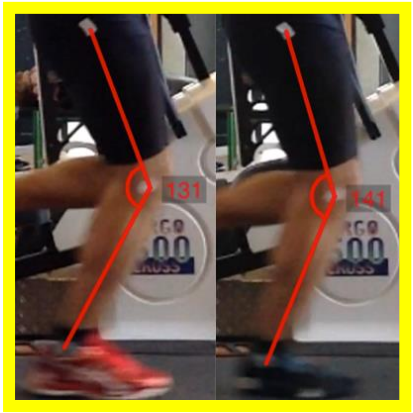


Abb. 10: Kniewinkel in der Stützphase

Läufer 4 markiert mit 9,1° die größte Differenz aller Probanden

 BY-SA

Der Winkel vom Beckenkamm als Anhaltspunkt für den KSP zur Vertikalachse soll ebenfalls noch genauer betrachtet werden, obwohl die dabei gemessene Differenz zwischen Schuhen und barfuß durchschnittlich nur bei 4,3° lag (vgl. Abb.12). Dennoch ist er für die Untersuchung von Interesse, da er die bereits festgestellte Veränderung der Schrittfrequenz und Schrittlänge aus einer anderen Perspektive beleuchtet. Denn der geringere Winkel beim Barfußlaufen belegt, dass der Fußaufsatz näher am KSP erfolgt und die Schrittlänge dadurch verkürzt wird, wie Abbildung 11 zeigt.

Abb. 11: Winkel vom KSP zur Vertikalachse und zum Knöchel beim Erstkontakt

Barfuß setzt Läufer 1 den Fuß näher am KSP auf, wodurch der Winkel im Durchschnitt um 6,6° kleiner ist.

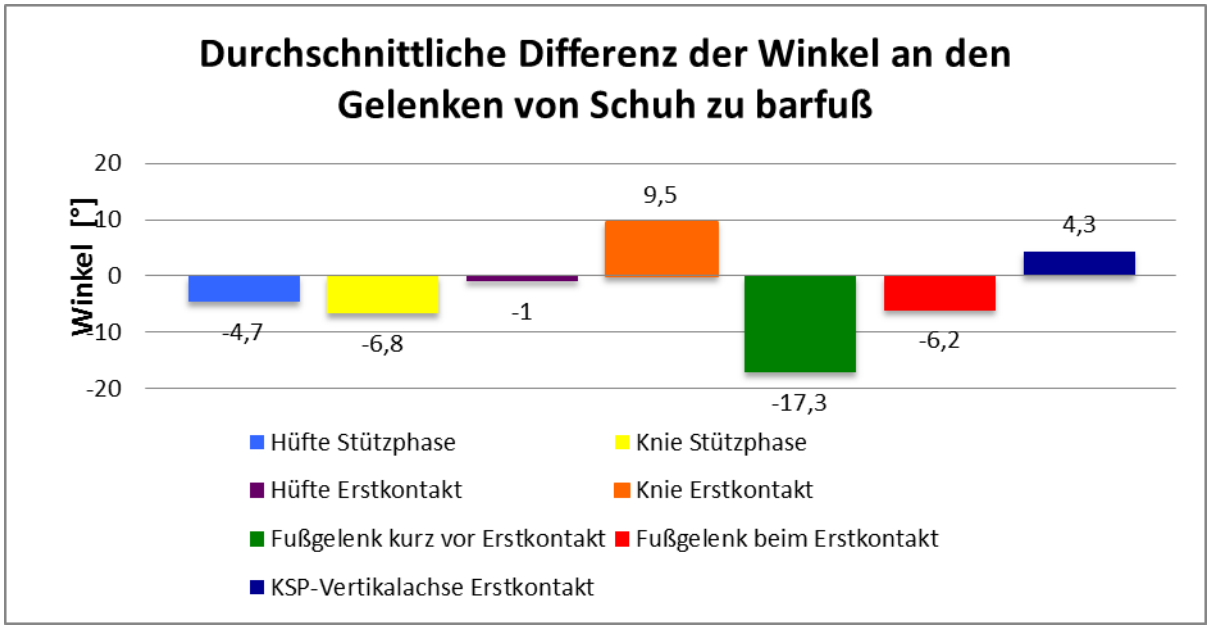


Abb. 12: Durchschnittliche Differenz der Winkel an den Gelenken von Schuh zu barfuß

Die größten Veränderungen traten beim Fuß- und beim Kniegelenk auf. Beim Erstkontakt war das Kniegelenk beim Barfußlaufen durchschnittlich um 9,5° stärker gebeugt, während es in der Stützphase hingegen 6,8° weniger gebeugt war. Der Winkel im Fußgelenk war beim Barfußlaufen durchschnittlich um 17,3° größer.

 BY-SA

4 Bodenreaktionskräfte

Wie sich gezeigt hat, ist der Fußaufsatz ein zentrales Unterscheidungsmerkmal zwischen dem Laufen mit Schuhen und dem Barfußlaufen. Aus diesem Grund soll durch einen weiteren Versuch mittels Messung der Bodenreaktionskräfte die Unterschiede zwischen dem Fersen- und dem Vorderfußlauf betrachtet werden.

4.1 Probanden

Ich selbst diente als Proband und war zum Zeitpunkt der Messungen 36 Jahre alt, 72 kg schwer und befand mich im Sportstudium an der Universität Koblenz.

4.2 Versuchsaufbau

Für die Untersuchung wurde die Kraftmessplatte der Universität Koblenz verwendet, die fest in den Boden der Turnhalle installiert ist. Die Messung und Aufnahme erfolgt dabei in einem separaten Raum, der sich in einem Abstand von ca. 5 m zur Kraftmessplatte befindet und durch eine Glasscheibe abgetrennt ist. Der Läufer wurde von der linken Seite gefilmt, wobei die Kamera so eingestellt wurde, dass die gesamte Platte und der Läufer bis oberhalb der Knie auf dem Bild sind, da der Fokus auf dem Fuß lag (siehe Abb. 14).

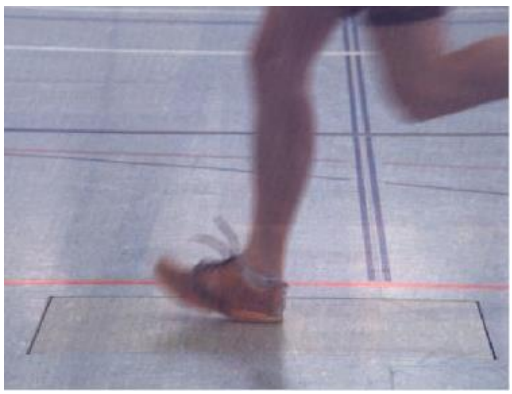


Abb. 13: Kraftmessplatte

Die Kraftmessplatte befindet sich in der Turnhalle der Universität Koblenz. Parallel zur Messung wurde im Abstand von ca. 5 m die Laufbewegungen gefilmt

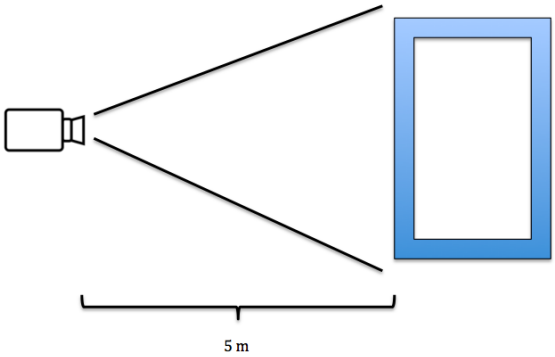


Abb. 14: Kameraeinstellung

Der Fuß liegt im Fokus der Untersuchung, weshalb die Kameraeinstellung so gewählt wurde, dass die Kraftmessplatte und der Fuß möglichst gut zu sehen sind

 BY-SA

4.3 Versuchsdurchführung

Es wurde sowohl barfuß als auch mit zwei verschiedenen Paar Laufschuhen über die Kraftmessplatte gelaufen, die unterschiedlich hohe Fersenabsätze und unterschiedliche Dämpfungssysteme hatten (siehe Abb.15 + 16).

Abb. 15: Schuh 1

Dieser Schuh hat einen Fersenabsatz von ca. 3 cm und eine flache Sohle im Mittel- und Vorderfußbereich.

Abb. 16: Schuh 2

Dieser Schuh hat einen Fersenabsatz von ca. 4,5 cm; dennoch ist die Dämpfung härter als bei Schuh 1.

Die Läufe erfolgten kurz hintereinander und es wurde versucht, jedes mal mit derselben Geschwindigkeit zu laufen. Dabei wurden die Bodenreaktionskräfte und parallel dazu die Videos mit SIMI® aufgezeichnet und ausgewertet.

4.4 Ergebnisse

Die Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft beim ersten Schuh liefert ein Bild, das vor allem durch einen passiven Peak zu Beginn charakterisiert wird (vgl. Abb.17). Dieser passive Peak erfolgt zeitgleich mit dem Fersenaufsatz. Erst danach kann die Muskulatur exzentrisch arbeiten und durch die Kniebeugung die vertikale Bodenreaktionskraft langsamer ansteigen lassen, bis in der Stützphase ein zweiter Höhepunkt der Kurve erreicht wird, der mit 1750 N etwa gleich groß wie der erste passive Peak ist. Anschließend beginnt die Abdruckphase, in der die vertikale Bodenreaktionskraft langsam wieder abnimmt. Die Zeit zwischen dem passiven Peak und dem erneuten Ansteigen der Kraftkurve, also dem Beginn der exzentrischen Muskelarbeit, beträgt 40 Millisekunden und ist der Latenzzeit geschuldet, die durch die Nervenleitgeschwindigkeit zwischen Gehirn und Muskulatur entsteht.

 BY-SA

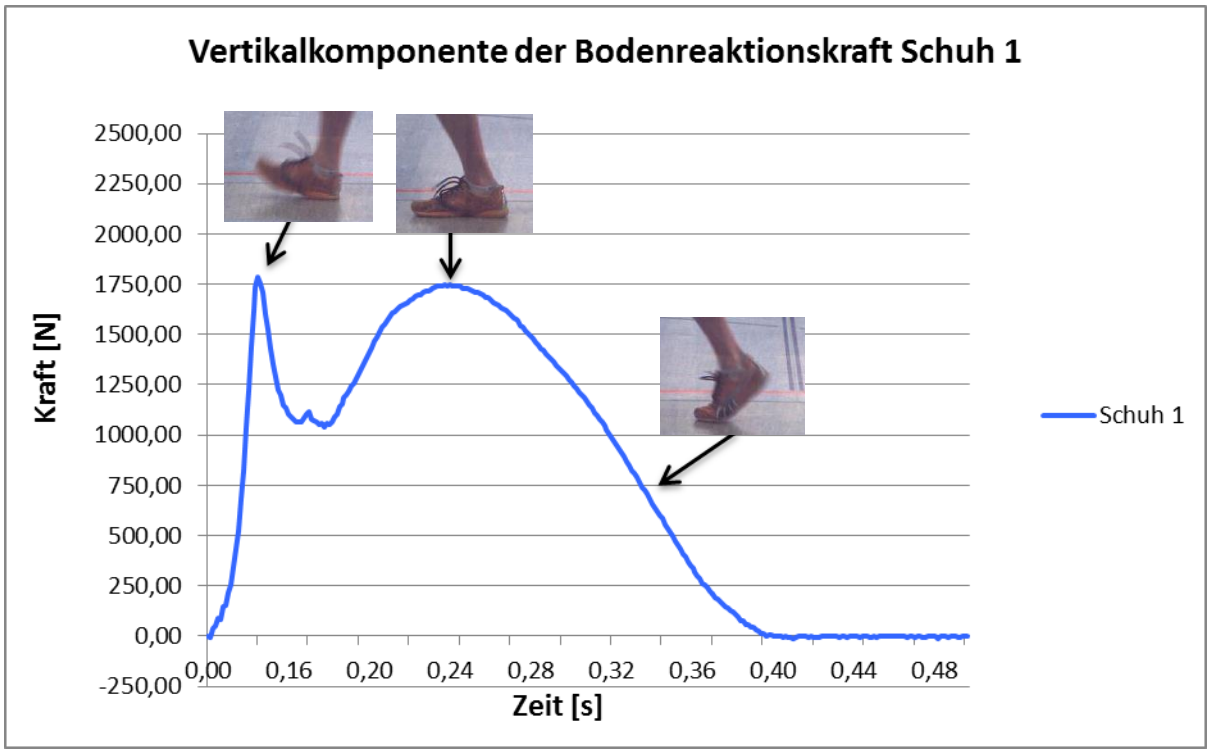


Abb. 17: Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft Schuh 1

Beim Bodenkontakt mit der Ferse ist zu Beginn der Kraftkurve ein starker passiver Peak zu sehen. Erst danach kommt es durch eine Kniebeugung und die exzentrische Muskelkraft zu einer Abschwächung und somit zu einem langsameren Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft, bis diese in der Stützphase den Zenit erreicht während der Abdruckphase wieder langsam sinkt.

Bei der Kraftkurve des zweiten Schuhs zeigt sich ein nahezu identisches Bild. Auch hier gibt es denselben ersten passiven Peak und sowohl die Werte von ca. 1750 N als auch die Dauer von 0,4 s sind gleich (vgl. Abb.18). Die Zeitspanne zwischen dem passiven Peak und dem erneuten Anstieg der Kurve mit Einsetzen der exzentrischen Muskelarbeit beträgt ebenfalls 40 Millisekunden.

 BY-SA

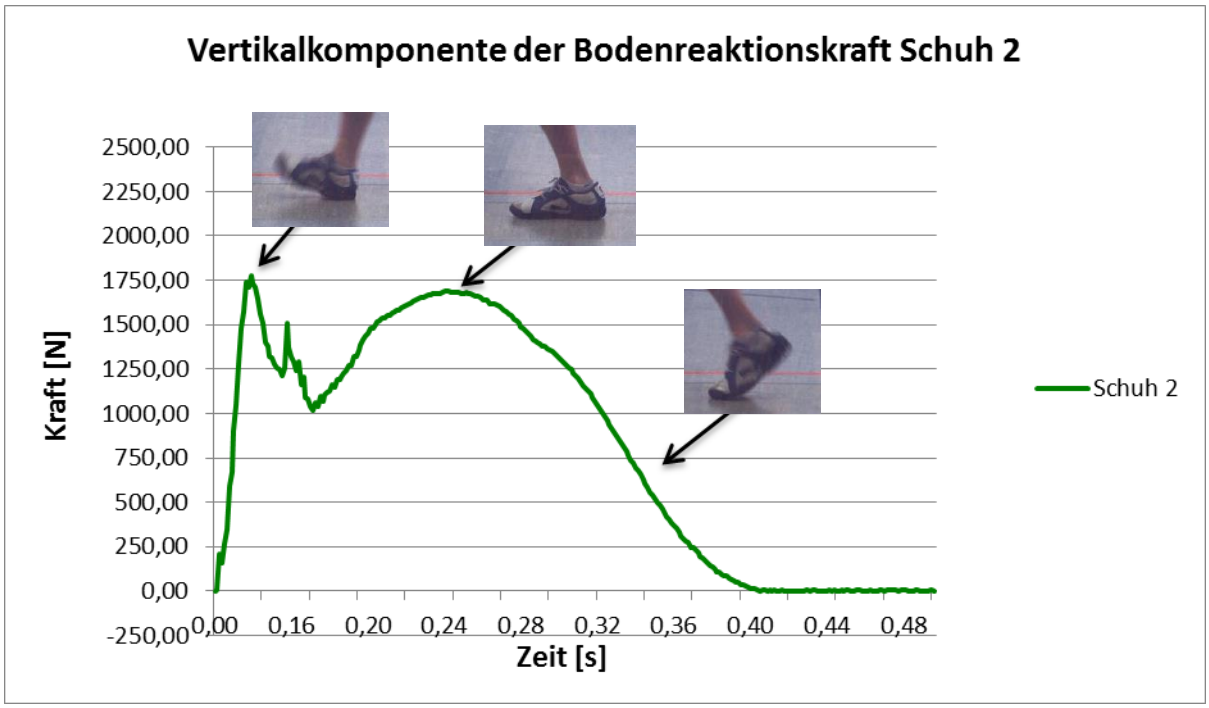


Abb. 18: Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft Schuh 2

Die Kraftkurve mit dem zweiten Schuh verläuft nahezu identisch wie bei dem ersten Schuh. Auch hier kommt es zu Beginn zu einem starken passiven Peak.

Betrachtet man hingegen die Kraftkurve beim Barfuß- bzw. beim Vorderfußlauf, so zeigt sich ein ganz anderes Bild (vgl. Abb.19). Hier ist kein passiver Peak vorhanden sondern die Kurve steigt mit Beginn des Fußaufsatzes gleichmäßig an und erreicht ihren Zenit in der Stützphase und sinkt in der Abdruckphase fast genauso gleichmäßig wieder ab.

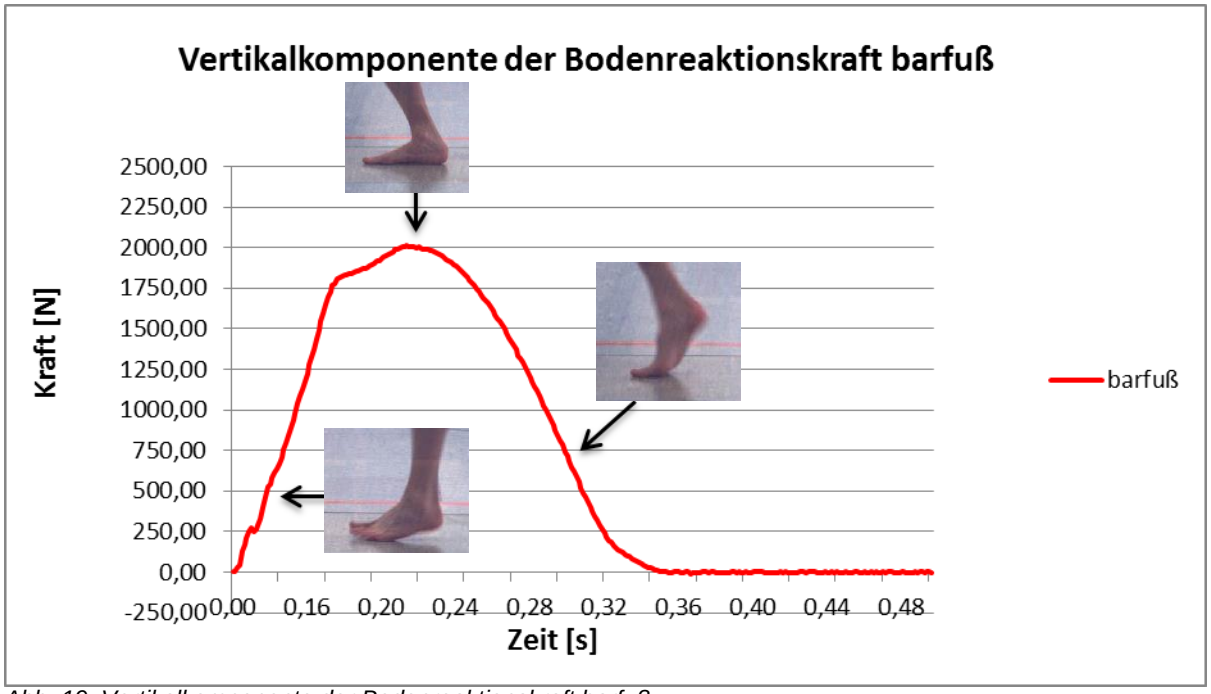


Abb. 19: Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft barfuß

Beim Bodenkontakt mit dem Vorderfuß entsteht kein passiver Peak sondern die Kurve steigt von Beginn an gleichmäßig an, erreicht in der Stützphase ihren Zenit und sinkt während der Abdruckphase wieder ab.

 BY-SA

Abbildung 18 zeigt in einem direkten Vergleich der vertikalen Bodenreaktionskraft von Schuh 1 zum Barfußlaufen die Unterschiede auf einen Blick. Wie bereits erwähnt fehlt ein passiver Peak beim Vorderfußlauf. Zudem ist der Maximalwert um ca. 250 N größer als beim Fersenlauf und die Bodenkontaktzeit beträgt 0,05 Sekunden weniger.

Die horizontalen Bodenreaktionskräfte, die beim Laufen auftreten, sind im Vergleich zu den vertikalen deutlich geringer (siehe Abb. 21). Während des Fußaufsatzes treten negative Werte auf, da die horizontale Bodenreaktionskraft in dieser Phase entgegengesetzt zur Laufrichtung wirkt. Es entsteht folglich eine bremsende Kraft, die bis zur mittleren Stützphase wirkt. Zu diesem Zeitpunkt hat die vertikale Bodenreaktionskraft ihren Zenit erreicht. Danach entstehen positive Werte, da die horizontale Bodenreaktionskraft nun in Laufrichtung wirkt.

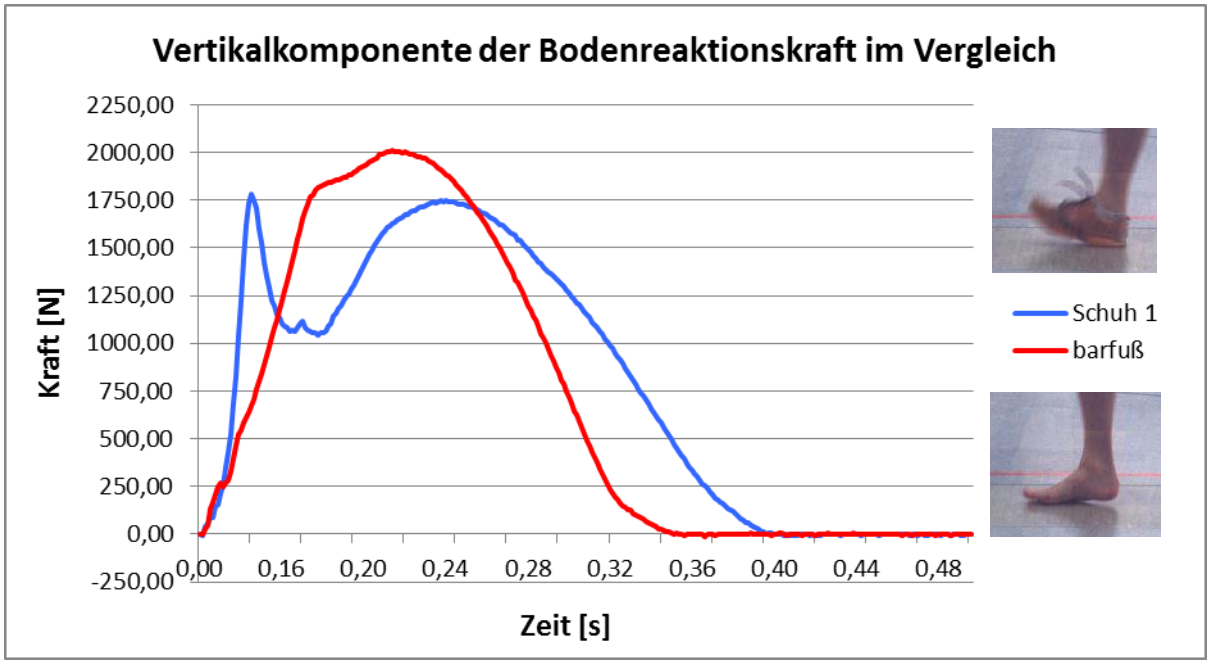


Abb. 20: Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft im Vergleich

Im direkten Vergleich lassen sich drei markante Unterschiede feststellen: 1. Beim Barfußlaufen gibt es keinen passiven Peak 2. Beim Barfußlaufen ist der Maximalwert ca. 250 N größer 3. Beim Barfußlaufen ist die Bodenkontaktzeit um ca. 0,05 s kürzer

 BY-SA

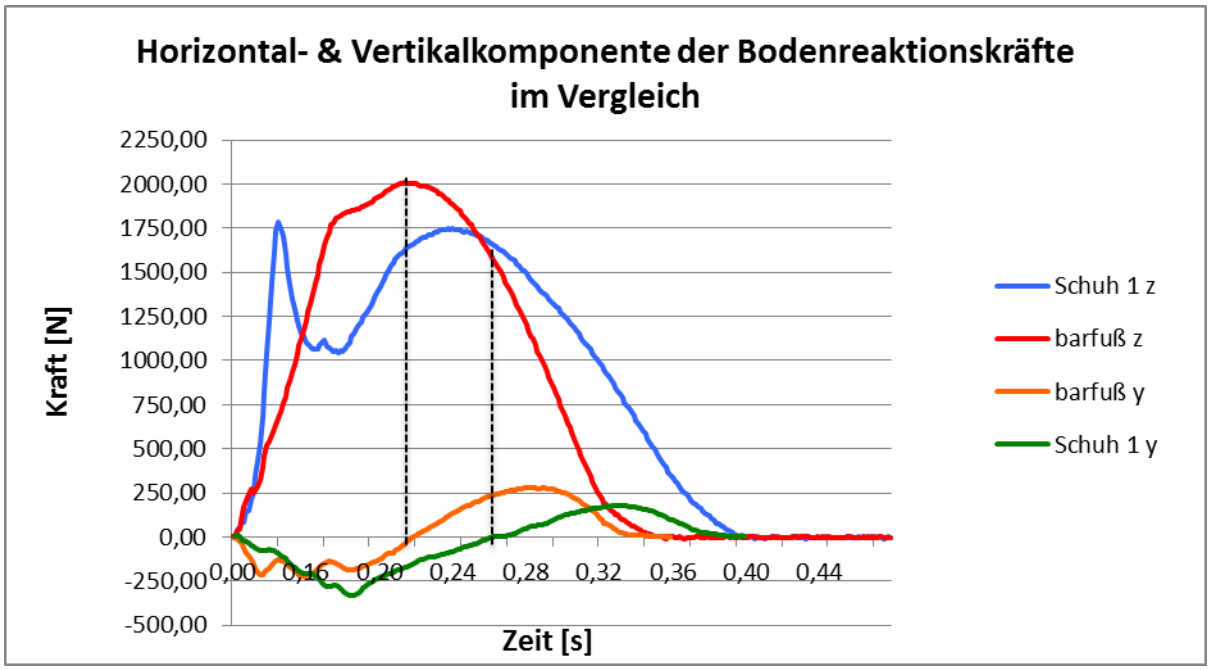


Abb. 21: Horizontal- und Vertikalkomponente der Bodenreaktionskräfte im Vergleich

Die horizontalen Bodenreaktionskräfte sind im Vergleich zu den vertikalen deutlich geringer. Zu Beginn sind sie im negativen Bereich und wirken entgegen der Laufrichtung; erst nachdem die vertikale Bodenreaktionskraft den Zenit überschritten hat, treten positive horizontale Bodenreaktionskräfte auf, die in Laufrichtung wirken. Bei der Kraftkurve mit Schuh vollzieht sich dieser Wechsel jedoch deutlich später als bei der Barfuß-Kraftkurve.

Bei der Kraftkurve mit Schuh vollzieht sich dieser Richtungswechsel allerdings etwas später, als dies beim Barfußlaufen der Fall ist. Das liegt zum einen daran, dass der Zenit bei der vertikalen Bodenreaktionskraft mit Schuh erst später erreicht wird, zum anderen aber auch daran, dass die bremsende Kraft auch noch kurz nach Erreichen der mittleren Stützphase wirkt. Beim Barfußlaufen beginnt der Abdruck nach vorne folglich deutlich früher.

Doch nicht nur die zeitliche Verschiebung stellt einen Unterschied dar. Die anfangs bremsend wirkende horizontale Bodenreaktionskraft beim Laufen mit Schuhen dauert nicht nur ca. 0,05 s länger, sondern der Maximalwert beträgt auch etwa 100 N mehr, was knapp 50% Steigerung gegenüber dem Barfußlaufen darstellt (vgl. Abb.22). In der darauf folgenden Abdruckphase, in der die horizontale Bodenreaktionskraft in Laufrichtung bzw. beschleunigend wirkt, verhält es sich genau umgekehrt.

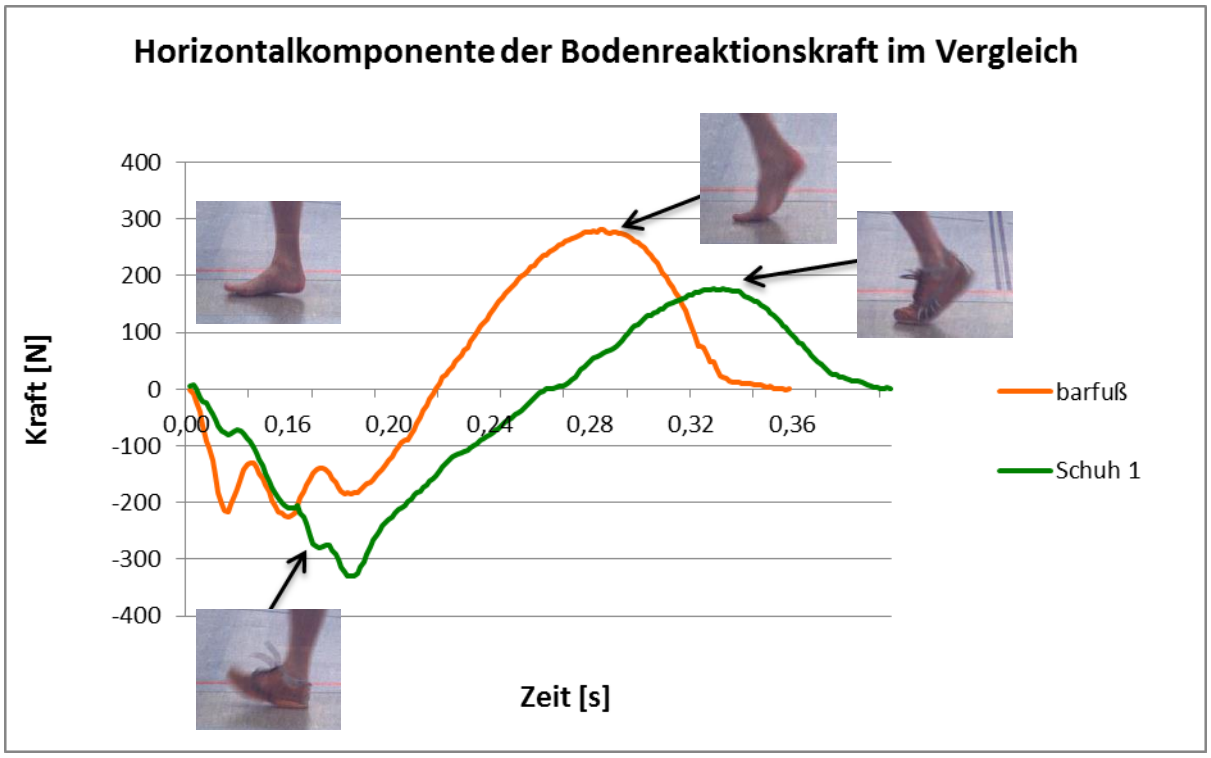


Abb. 22: Horizontalkomponente der Bodenreaktionskraft im Vergleich

Im direkten Vergleich lassen sich folgende markanten Unterschiede feststellen: 1. Beim Fersenaufsatz mit Schuh ist der Maximalwert der bremsenden Kraft um ca. 100 N größer 2. Die bremsende Kraft dauert beim Fersenaufsatz mit Schuh ca. 0,05 s länger 3. In der Abdruckphase ist der Maximalwert beim Fersenaufsatz mit Schuh um ca. 100 N geringer.

Hier beträgt der Maximalwert beim Barfußlaufen ca. 100 N mehr, was ebenfalls eine Steigerung von etwas mehr als 50% darstellt. Abbildung 21 veranschaulicht diese Steigerung noch deutlicher, da die Kraftkurve barfuß auf der Zeitachse so weit verschoben wurde, bis beide Kraftkurven gleichzeitig die X-Achse schneiden. Dadurch sieht man sofort, dass die beschleunigende Kraft in beiden Fällen gleich lange wirkt, jedoch die wirkende Kraft beim Barfußlaufen wesentlich größer ist. Der Abdruck erfolgt beim Barfußlaufen demnach nicht nur früher sondern auch stärker.

 BY-SA

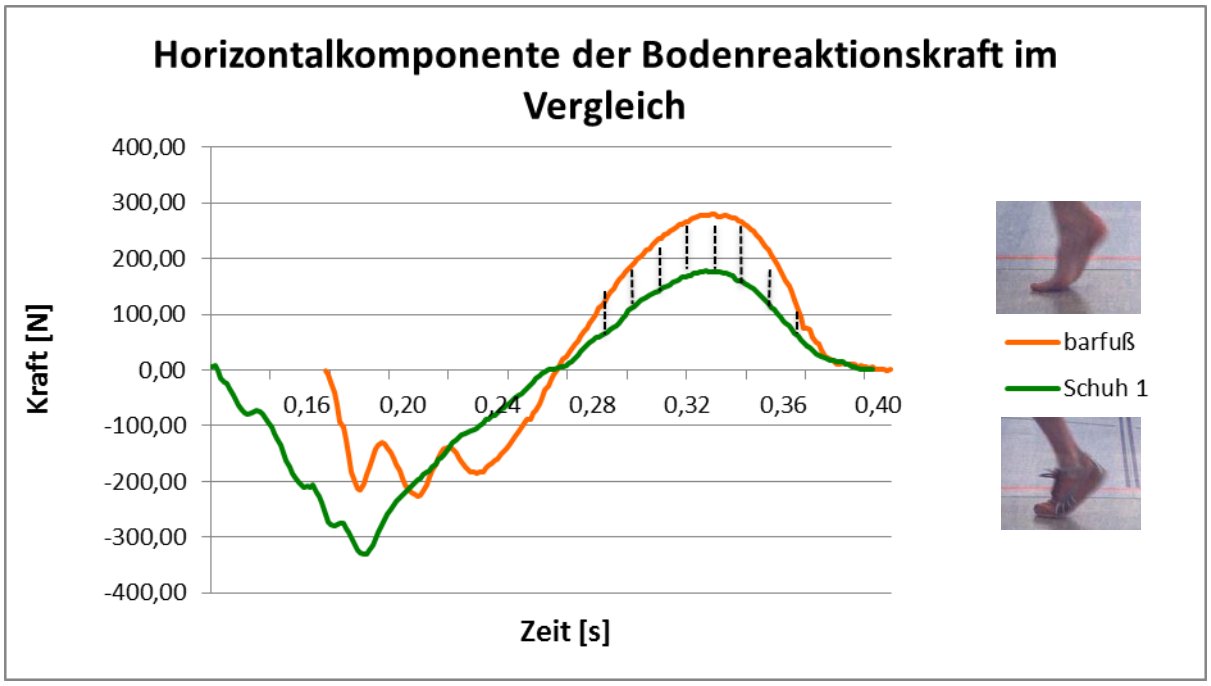


Abb. 23: Horizontalkomponente der Bodenreaktionskraft im Vergleich

Verschiebt man die Barfuß-Kraftkurve horizontal, so dass beide Kraftkurven die X-Achse zur selben Zeit schneiden, sieht man gut, dass die Abdruckphase beide Male in etwa gleich lang ist, die durch die Muskulatur erzeugte Bodenreaktionskraft barfuß jedoch deutlich größer ist.

5 Diskussion

Die Messung der Bodenreaktionskräfte hat gezeigt, dass es große Unterschiede zwischen dem Fersen- und dem Vorderfußlauf gibt. Der erste passive Peak der vertikalen Bodenreaktionskraft bei der Landung auf der Ferse fällt dabei besonders auf. Beim Fersenlauf ist das Kniegelenk nahezu gestreckt, wenn der Erstkontakt mit der Ferse erfolgt, und die Beinmuskulatur kann erst mit einer Latenz von ca. 40 Millisekunden nach dem passiven Peak abfedernd wirken.
Beim Barfußlaufen fehlt solch ein Peak vollständig, obwohl die durch die Nervenleitgeschwindigkeit verursachte Latenz dieselbe ist. Die Muskulatur befindet sich demnach schon vor dem Erstkontakt in einer Vorspannung, was sich in den Veränderungen der Gelenke wiederspiegelt. Das Kniegelenk ist beim Erstkontakt deutlich gebeugter als beim Laufen in Schuhen und der Fuß befindet sich durch die aktive Plantarflexion in einer flachen Position parallel zum Boden, in Erwartung des Aufpralls. Wie schon in den eingangs erwähnten Studien geäußert, wird vermutet, dass die sensorische Rückmeldung der Füße dabei eine entscheidende Rolle spielt. In den Füßen enden etwa 72000 Nervenbahnen, und an unseren Fußsohlen befinden sich mehr Sinneszellen als in unserem Gesicht[15]. Barfuß verfügt das Gehirn über den vollen Informationsumfang, wodurch es in der Lage ist, sich auf die äußeren Gegebenheiten einzustellen und bei Bedarf auf Veränderungen zu reagieren. Wechselt der Untergrund, verändern sich unter Umständen auch die Bewegungen. Gleiches

15 Vgl. Kulin 2013, 56

 BY-SA

gilt für Veränderungen der Geschwindigkeit. Beim Gehen wird barfuß mit der Ferse aufgesetzt und über den Fuß abgerollt, wobei maximal das 1-fache des Körpergewichtes als vertikale Bodenreaktionskraft wirkt. Mit zunehmender Geschwindigkeit erhöht sich jedoch die vertikale Bodenreaktionskraft bis auf das 3-fache des Körpergewichtes. Diese Zunahme der Bodenreaktionskraft wird von den zahlreichen Sensoren in den Füßen wahrgenommen und an das Gehirn weitergeleitet, was eine Veränderung des Fußaufsatzes weg von der Ferse hin zum Vorderfuß zur Folge hat, in Verbindung mit einer stärkeren Kniebeugung und einer muskulären Vorspannung. Würde man auf einem harten Untergrund bei einer hohen Geschwindigkeit mit der Ferse zuerst landen, so würde dies Schmerzen an der Ferse verursachen. Werden jedoch gedämpfte Sportschuhe getragen, so treten beim Fersenlauf keine Schmerzen auf und die sensorische Rückmeldung ist durch die weiche Sohle stark eingeschränkt. Es wird durch diese Dämpfung ein weicher Untergrund simuliert, weshalb das Gehirn keine Notwendigkeit sieht, auf die erhöhten Bodenreaktionskräfte zu reagieren, die trotz der Dämpfung da sind. Das Gehirn reagiert erst nach dem passiven Peak mit einer Latenz von 40 Millisekunden. Doch während dieser Zeit kann die vertikale Bodenreaktionskraft ungebremst auf die Gelenke und den passiven Bewegungsapparat wirken. Bei einer Schrittfrequenz von 160 Schritten pro Minute wirkt diese Kraft bei einem 30minütigen Lauf 4800 Mal. Die verzögerte Reaktion auf den passiven Peak hat zur Folge, dass das Kniegelenk in der Stützphase stärker gebeugt ist, als beim Barfußlaufen, wo der Aufprall mit der muskulären Vorspannung früher und besser abgefedert wird. Hinzu kommt beim Barfußlaufen, dass das Fußgewölbe beim Aufprall mit seiner spiralförmigen Konstruktion als natürlicher Stoßdämpfer wirken kann. Die beiden Spannungsbögen des Quer- und Längsgewölbes geben unter der Belastung nach und federn so die Stoßbelastung ab[16]. Dies bildet zusammen mit der muskulären Vorspannung den Grund dafür, dass beim Vorder- oder Mittelfußlauf kein passiver Peak entsteht. Beim Fersenlauf kann das Fußgewölbe erst deutlich nach dem Erstkontakt in der mittleren Stützphase federnd wirken, jedoch wird das Absenken des Fußgewölbes oft durch stützendes Material des Laufschuhes im Mittelfußbereich eingeschränkt oder sogar verhindert.

Wie in den Untersuchungen deutlich wurde, veränderte sich auch die Bodenkontaktzeit, und mit ihr die Schrittlänge und die Schrittfrequenz. Dies könnte mit der aktiven Plantarflexion und der stärkeren Beugung des Kniegelenks während des Erstkontaktes beim Barfußlaufen zusammenhängen. Denn mit (nahezu) gestrecktem Knie neigt man eher dazu, weiter vor dem KSP aufzusetzen, als man dies mit gebeugtem Knie tut (ähnlich wie beim Stechschritt). Und auch der flache Fußaufsatz fällt umso leichter, je näher er unter dem KSP ausgeführt wird. So war auch bei den Probanden zu beobachten, dass sie barfuß mehr Schritte machten und näher vor dem KSP (bzw. Beckenkamm) aufsetzten, als mit Schuhen. Diese Tatsache liefert vermutlich auch den Grund für die Unterschiede der horizontalen Bodenreaktionskräfte. In der Aufprallphase war die bremsende Kraft beim Fersenlauf um ca. 50 % höher als barfuß und dauerte zudem auch noch länger an. Je weiter vor dem KSP aufgesetzt wird, desto größer ist die horizontale Bodenreaktionskraft, die entgegengesetzt zur Laufrichtung wirkt. Dieser Umstand wird in der Leichtathletik in Form eines sogenannten

16 Vgl.: Marquardt 2014, 40

 BY-SA

Stemmschrittes bewusst eingesetzt, um die horizontale Geschwindigkeit in eine vertikale Geschwindigkeit umzulenken, wie dies beispielsweise beim Hochsprung der Fall ist. Beim Laufen ist dies jedoch hinderlich, da die horizontale Geschwindigkeit beibehalten oder sogar gesteigert werden soll. Bei einem guten Läufer erfolgt der Fußaufsatz demnach möglichst unter dem KSP, da in diesem Falle keine bremsende horizontale Bodenreaktionskraft auftritt.
Doch auch in der Abdruckphase gab es große Unterschiede. So war die horizontale Bodenreaktionskraft, die in Laufrichtung wirkt, beim Barfußlaufen um mehr als 50% größer innerhalb derselben Zeitspanne. Man könnte dies auf unterschiedliche Traktionseigenschaften zwischen der Schuh- und der Fußsohle zurückführen, doch wenn man die Bilder beim Abdruck in Abbildung 24 miteinander vergleicht, liegt eine andere Vermutung näher. Denn man kann erkennen, dass das Großzehengrundgelenk barfuß stärker gebeugt ist. Zudem fällt auf, dass die Beugung bei Schuh 2 am geringsten ist. Da dieser Schuh die dickere und steifere Sohle der beiden Schuhe hat, scheint die Flexibilität einen Einfluss darauf zu haben, wie kraftvoll nach vorne abgedrückt werden kann. Da die horizontale Bodenreaktionskraft beim Barfußlaufen wesentlich größer ist, erfolgt barfuß durch die maximale Flexibilität vermutlich ein aktiverer Abdruck über den großen Zeh. Für diese Vermutung spricht auch der sogenannte Windlassmechanismus. Dieser beschreibt die Spannung der Fußsohlenplatte durch

Abb. 24: Vergleich des Abdrucks zwischen Schuh2, Schuh 1 und barfuß

Die Beugung des Großzehengrundgelenkes kurz vor dem Ende des Bodenkontaktes ist barfuß größer als mit Schuhen. Bei Schuhe 2, dessen Sohle dicker und steifer als die von Schuh 1 ist, ist die Beugung am geringsten.

die gestreckten Zehen im Abdruck, wodurch das eigentlich weiche und elastische Fußgewölbe in der Abdruckphase zu einem steifen und festen Hebel wird, über den effektiv abgedrückt werden kann. Moderne Laufschuhe verändern diese natürliche Bewegung völlig, da durch die Schuhsohle die Flexibilität eingeschränkt wird (je dicker desto stärker), was in Verbindung mit dem Spitzenhub zu einem plumpen Abrollen der nicht gestreckten Zehen über die Spitze des Schuhs führt.

 BY-SA

Der Windlassmechanismus, der den Abdruck begünstigt, wird folglich in Laufschuhen unterdrückt[17].

6 Fazit

In den Untersuchungen wurden deutliche Unterschiede zwischen dem Laufen in Sportschuhen und dem Barfußlaufen festgestellt, die bei allen Probanden auftraten, mit Ausnahme von Läuferin 8. Sie war die Einzige, deren Laufstil sich barfuß nicht veränderte, da sie auch mit Schuhen nicht auf der Ferse sondern auf dem Vorderfuß landet. Bei einer Befragung berichtete sie, dass sie in der Vergangenheit bewusst an ihrer Lauftechnik gearbeitet und auch in einem Fitnessstudio als Trainerin eine Laufschule durchgeführt und betreute habe, was der Grund dafür sein könnte, weshalb sie als Einzige auch mit Schuhen einen flachen Fußaufsatz hat. Dass ein flacher Fußaufsatz über den Vorder- oder Mittelfuß auch mit Schuhen möglich ist, zeigte sich auch bei den Ergebnissen der Studie von Lieberman, bei denen die Läufer, die barfuß aufwuchsen oder aber zum Barfußlaufen wechselten, immer auf dem Vorder- oder Mittelfuß landeten, egal ob mit oder ohne Schuhe. Dies legt die Vermutung nahe, dass die Veränderungen der Lauftechnik, die durch das Tragen von herkömmlichen Sportschuhen entstehen, durch ein bewusstes Techniktraining zumindest teilweise rückgängig gemacht bzw. verhindert werden können. Die Tatsache, dass 95 % aller Freizeitläufer auf der Ferse landen[18], zeigt allerdings, dass solch ein Techniktraining offensichtlich kaum stattfindet. Dies mag zum einen daran liegen, dass es wenig Angebote diesbezüglich gibt und die Notwendigkeit dafür nicht gesehen wird, da „ja jeder laufen kann“. Zum anderen fehlt vermutlich aber auch schlicht das Wissen, dass herkömmliche Laufschuhe die natürlichen Laufbewegungen verändern. Das verwundert kaum, denn die großen Laufschuhhersteller bewerben nach wie vor ihre innovativen Dämpfungssysteme mit einem stark erhöhten Fersenabsatz. Doch „Fakt ist: Je höher der Schuh unter der Ferse, desto unnatürlicher wird die Laufbewegung“[19]. Auch wenn es noch keine eindeutigen wissenschaftlichen Erkenntnisse für die Zusammenhänge zwischen Laufverletzungen und den Laufschuhen bzw. der Lauftechnik gibt, so drängt sich dennoch angesichts der Ergebnisse dieser und die der anfangs erwähnten Untersuchungen der Verdacht auf, dass die Veränderungen, die durch die Laufschuhe verursacht werden, sich negativ auf den Bewegungsapparat auswirken und Laufverletzungen begünstigen oder verursachen können. Demnach sollten Schuhe so konzipiert werden, dass sie die natürliche Funktion des Fußes so wenig wie möglich und nur so viel wie nötig einschränken. Konkret bedeutet das, der Schuh sollte möglichst flach und ohne Absatz sein, und so flexibel wie möglich, um die natürliche Beweglichkeit nicht einzuschränken. Ein Blick auf den Markt zeigt, dass es bereits Schuhe dieser Bauart gibt, wie beispielsweise die schon erwähnten „Minimalistic-Schuhe“ von Herstellern wie „Vivobarefoot“ oder „Vibram Five Fingers“. Selbst die großen Hersteller wie Nike, Adidas oder Asics bieten mittlerweile

17 Vgl. Marquardt 2014, 51-52

18 Vgl. Almeida u.a. 2014, 6

19 Marquardt 2014, 6

 BY-SA

ähnliche Schuhe an, die sie unter der Rubrik „Natural Running“ verkaufen. Doch nach wie vor werden hauptsächlich die herkömmlichen Laufschuhe beworben und verkauft, obwohl die Hersteller um die wissenschaftlichen Erkenntnisse längst Bescheid wissen. Es bleibt spannend abzuwarten, ob und wenn ja wie lange es dauern wird, bis die aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisse über das natürliche Laufen bei der breiten Masse der Läufer angekommen sind.

 BY-SA

Quellenverzeichnis

Literatur

Autor	Literaturname	Erscheinungsjahr	Verlag
Almeida, M.O. u.a.	Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners?	2014	Physical Therapy in Sports doi: 10.1016/j.ptsp.2014.02.005.
Braunstein, B u.a.	Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running.	2010	Journal of Biomechanics 43 / 2120-2125
Bonacci, J u.a.	Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study.	2013	ritish Journal of Sportsmedicine 43 / 387-392
Bramble, D.M./Lieberman D.E.	Endurance Running and the Evolution of Homo.	2004	Nature 432 / 345-351
Goldmann, J-P. u.a.	Athletic training with minimal footwear strengthens toe flexor muscles.	2013	Footwear Science 5 / 19-25
Hamill, J u.a.	Impact characteristics in shod an barefoot running.	2011	Footwear Science – Official Journal of the Footwear Biomechanics Group 3 / 1, 33-40
Kerrigan, C. u.a.	The Effect of Running Shoes on Lower Extremitiy Joint Torques.	2009	PM&R 1 / 1058-1063
Kulin, Katja	Laufen? Aber Natürlich! - Alles über Barefoot Running barfuß und in Minimalschuhen.	2013	fidibus-Verlag
Lieberman, D.E. u.a.	Foot strike patterns and collisions forces in habitually barefoot versus shod runners.	2010	Nature 463 / 531-536
Marquardt, Matthias	Natural Running - Schneller, leichter, schmerzfrei.	2014	Sportmedis-Verlag,
Moore, I u.a.	The pursuit of improved running performance: Can changes in cushioning and somatosensory feedback influence running economy and injury risk?	2014	Footwear Science – Official Journal of the Footwear Biomechanics Group 6 / 1, 1-11
Schohmaker, Ralf	42 Tipps für 42 Kilometer - Die Laufbibel.	2014	ZfS-Verlag für Sport & Medizin,
quadrone R, Gallozzi C.	Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners.	2009	J Sports Med Phys Fitness 49 / 6–13
Walther, Markus	Natural Running.	2012	Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 63 / 91-92

Abbildung / Foto

Nummer	Urheber
Titelbild	Benjamin Merle, Dominik Wagner
Alle Textfotos	Dominik Wagner

 BY-SA

Urheber des Beitrages

Autor	Berater	Institution
Dominik Wagner, Benjamin Merle/ Lehramtsstudierende	Minnich, Marlis	Institut für Sportwissenschaft, Universität Koblenz- Landau, Campus Koblenz

 BY-SA