



Stellungnahme

Füße und Schuhwerk: Bedeutung von biologischem Design und Mismatch-Theorie für Laufverletzungen

Michael Wilkinson*, Richard Stoneham und Lee Saxby

Faculty of Health and Life Sciences, Northumbria University, Großbritannien



*Korrespondierender Autor: Dr. Michael Wilkinson, Sport, Exercise and Rehabilitation, Northumbria University, Northumberland Building, Newcastle-upon-Tyne, NE1 8ST, Großbritannien, Tel: 44(0)-191-243-7097, E-Mail: mic.wilkinson@nor-thumbria.ac.uk

Zusammenfassung

Die Ausdauerlauf-Hypothese (Endurance-Running Hypothesis) besagt, dass die natürliche Selektion den Menschen zum Spezialisten des Ausdauerlaufs werden ließ. Laufbezogene Verletzungsraten zwischen 20% und 79% lassen vermuten, dass der moderne Mensch in diesem artspezifischen Bewegungsmuster verletzungsgefährdet ist. Diese Stellungnahme eröffnet eine neue Perspektive auf die hohe Verletzungshäufigkeit in menschlichen Ausdauerläufen. Sie konzentriert sich auf die evolutionäre Diskrepanz zwischen modernen Sportschuhen und der Entwicklung der Fußstruktur und -funktion. Wir behaupten, dass nicht anatomisch geformtes, strukturiertes, gepolstertes Schuhwerk zu einer maladaptiven Fußstruktur führen kann und dem Verlust der biologisch normalen Funktion, einschließlich der Stabilität, Elastizität, sensorischen Rückmeldung und der anschließenden Bewegungskontrolle. Die Struktur und Funktion des menschlichen Fußes und die mögliche Beeinträchtigung durch modernes Schuhwerk hat in der läuferspezifischen Literatur wenig Aufmerksamkeit erfahren, sie könnte jedoch einen neuen Untersuchungsbereich bilden und eine potentielle Lösung für viele läuferspezifische Verletzungen liefern.

Schlüsselwörter

Laufen, Verletzung, Biomechanik, Fußstruktur, Fußfunktion, Schuhwerk

Kernpunkte

Menschen sind an den Ausdauerlauf angepasst, die Verletzungsrate ist jedoch hoch. Eine Diskrepanz zwischen der Entwicklung der Fußstruktur und -funktion und den Designmerkmalen moderner Sportschuhe könnte die hohe Verletzungsrate im abgeleiteten Bewegungsmuster des Ausdauerlaufs erklären. Beweise legen nahe, dass die Designmerkmale moderner Sportschuhe die Fußstruktur deformieren und die Fußfunktion beeinträchtigen können. Der Verlust von Struktur und Funktion könnte viele gängige Laufverletzungen erklären.

zum Spezialisten des Ausdauerlaufs werden ließ [1-3]. Verletzungsraten zwischen 20% und 79% [4-6] legen jedoch nahe, dass der moderne Mensch beim Laufen verletzungsgefährdet ist. Die Ausdauerlauf-Hypothese beschreibt ein artspezifisches Bewegungsmuster, an das wir gut angepasst sind.

Erklärungen und Lösungen setzen den Fokus in erster Linie auf das Schuhdesign und die Gangmechanik. Fußstruktur und -funktion haben dagegen in läuferspezifischen Untersuchungen wenig Aufmerksamkeit bekommen [7]. Trotz des fortlaufenden Interesses am Laufschuhdesign, wurde zudem der Frage, wie das Schuhwerk die Fußstruktur und -funktion beeinflussen könnte und damit den Rest der kinetischen Kette darüber, wenig Aufmerksamkeit geschenkt. Diese Stellungnahme befasst sich mit diesen Themen und schlägt eine neue Perspektive vor, die die Faktoren für das Verletzungsrisiko beim Ausdauerlauf ergänzen könnte.

Ausdauerlauf-Hypothese

Der Fossilbericht der Gattung Homo liefert Beweise von muskuloskeletalen Anpassungen, die die mechanischen und dynamischen Anforderungen des zweibeinigen Ausdauerlaufs reduzieren. Anpassungen, die den Homo Sapiens vom frühen Homo und von den Primatenvorfahren unterscheiden, umfassen das Nackenband zur Kopfstabilisierung, eine bewegliche Brustwirbelsäule zur entgegengesetzten Rotation von Körper und Beinen, lange Beine, die einen langen Schritt ermöglichen, um den Energieaufwand je Entfernungsdistanz zu reduzieren, große proximale Hüftmuskeln (Glutealmuskeln), um die Vorwärtsneigung des Körpers beim Bodenkontakt zu kontrollieren, lange Achillessehnen und Plantarbögen für die Energiespeicherung und -rückgabe und kurze gerade Zehen, die das Zehenbiegemoment minimieren und die Vorwärtsbahn des Körpergewichts über den tragender Fuß

Einführung

Die Ausdauerlauf-Hypothese (Endurance-Running Hypothesis) besagt, dass die natürliche Selektion den Menschen

Zitate: Wilkinson M, Stoneham R, Saxby L (2018) Füße und Schuhwerk: Bedeutung von biologischem Design und Mismatch-Theorie für Laufverletzungen Int J Sports Exerc Med 4:090. doi.org/10.23937/24695718/1510090

Erhalten: 10. Februar 2018; **Angenommen:** 05. Mai 2018; **Veröffentlicht:** 07. Mail 2018

Copyright: © 2018 Wilkinson M, et al. Dies ist ein Open-Access-Artikel, der den Lizenzbedingungen von Creative Commons Attribution unterliegt und die uneingeschränkte Verwendung, Verteilung und Vervielfältigung in beliebigen Medien erlaubt, sofern Urheber und Quelle genannt werden.

abmildern [1-3]. Viele dieser reineren Anpassungen an das Laufen legen nahe, dass diese Aktivität ein wichtiges artspezifisches Bewegungsmuster für das Überleben war und dass diese Anpassungen durch den Selektionsdruck erhalten blieben [2,3,8-10].

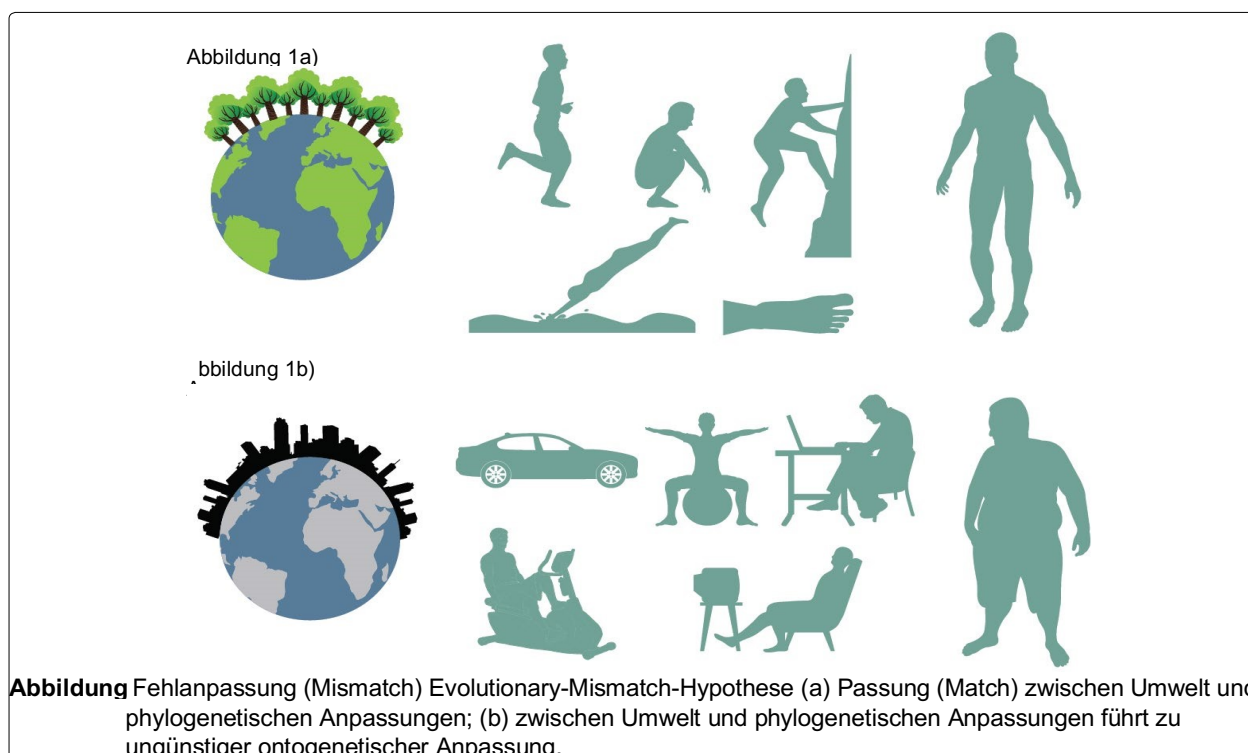
Mismatch-Hypothese

Evolutionäre Anpassungen können phylogenetisch (von einem Stamm) oder ontogenetisch (innerhalb der Lebenszeit eines Einzelwesens) erfolgen. Beides sind Reaktionen auf den Lebensraum in dem die Organismen leben. Die phylogenetische Evolution des Menschen verlief über 200.000 Jahre als Jäger und Sammler in Afrika [10]. Die oben beschriebenen anatomischen Anpassungen reflektieren die Anforderungen des Lebensstils und des Lebensraums. Im Vergleich stellt der moderne Lebensstil und Lebensraum einen Wimpernschlag des evolutionären Auges dar, an den sich unsere Spezies noch phylogenetisch anpassen muss, an den wir uns jedoch bereits ontogenetisch anpassen. (Abbildung 1a und Abbildung 1b). Deformationen der Fußstruktur und die daraus folgende eingeschränkte Fußfunktion sind Beispiele der ontogenetischen Anpassung an das jahrelange Tragen von schmalen Schuhwerk [11,12]. Eine Diskrepanz zwischen dem woran Menschen angepasst sind und dem Lebensraum in dem wir heute leben, könnte die Ursache vieler Gesundheits- und Verletzungsprobleme sein [10,13]. Wir behaupten, dass die Designmerkmale von konventionellem Schuhwerk und die Struktur und Funktion, an die unsere Füße angepasst sind, als Fehlanpassung bezeichnet werden kann. Außerdem behaupten wir, dass die ontogenetischen Anpassungen an diese Diskrepanz (insbesondere die deformierte Zehenposition) die Fußfunktion beeinträchtigen und das Verletzungsrisiko im Ausdauerlauf erhöhen können. Für den Zweck dieser Stellungnahme definieren wir Fußstruktur und -funktion gemäß der phylogenetischen

Anpassung als „biologisch normal“. Fußstruktur und -funktion im Widerspruch zum evolutionären Erbe als Ursache der ungünstigen ontogenetischen Anpassung werden als „kulturell normal“ definiert.

Fußstruktur und -funktion

Bei einem aufrecht gehenden Zweibeiner dient der Fuß dazu, die Richtung des in der Schrittphase der Fortbewegung nach vorn fallenden Körpergewichts zu unterstützen und zu steuern [3,14,15]. Mit diesen physikalischen Grundlagen im Hinterkopf legt der Reverse-Engineering-Ansatz nahe, dass eine größere Auflagefläche (d.h. die effektive Fläche des tragenden Fußes), die vorn breiter ist, beiden Zwecken dienen würde. Es überrascht daher nicht, dass der Vergleich von gewohnheitsmäßig barfuß laufenden Bevölkerungsgruppen und beschuht laufenden Bevölkerungsgruppen bei Ersteren durchgehend breitere Füße (speziell im vorderen Bereich) zeigt, in Übereinstimmung mit den Grundsätzen der Standsicherheit [12,16-19]. Beobachtungsstudien von gewohnheitsmäßig barfuß laufenden Bevölkerungsgruppen demonstrieren außerdem die Vorteile eines breiteren Fußes. Es erfolgt eine gleichmäßigere Verteilung des Drucks auf den gesamten Plantar-Bereich des tragenden Fußes beim Gehen [18], zudem werden Maximaldruck und Druck-Zeit-Integral unter dem Vorfuß beim Laufen reduziert [20]. Wenn Druck also Kraft geteilt durch Kontaktfläche ist, unterstützen diese Beobachtungen, in Bezug auf die Tragfunktion, die natürliche Selektion eines breiten Fußes. Wichtig für die Vorfußbreite und die Stabilisierungsrolle des Fußes ist die Position und Funktion des Großzehs. Die deutliche Abspreizung und abduzierte Position dieses Zehs im Vergleich zu den anderen Zehen zeichnet gewohnheitsmäßig barfuß laufende Bevölkerungsgruppen aus [16,18,19]. Die größere Dicke und die abduzierte Position des Großzehs beim Menschen sind



entwicklungsfunktionale Anpassungen zur Richtungsstabilisierung in der zweibeinigen Fortbewegung [20-22]. Diese Anpassungen sind für die Richtung der Bodenreaktionskräfte (und die daraus resultierenden Gelenkmomente) wichtig [20,23-25].

Die Hauptfunktion des Großzehs ist es, das Körpergewicht über die Hebelachse des Fußes zu führen und dabei den Windlass-Mechanismus zu ermöglichen und einen starren Hebel für die Kraftübertragung in die terminale Schrittphase zu schaffen [9,21,22,26]. Die stabilisierende Rolle wurde von Chou, et al. demonstriert. [22]. Die Richtungsstabilität, die als % der Druckpunktbewegung in die beabsichtigte Richtung quantifiziert wird, war wesentlich schlechter als der große Zeh in 30° Dorsalflexion fixiert war. Diese Ergebnisse, und andere Untersuchungen von statisch einfüßiger Balance, legen nahe, dass eine reduzierte Vorfußbreite zu einem kleineren mechanischen Hebel führt, um die Richtungsstabilität zu kontrollieren [22,27]. Morton [21] und Plank [28] demonstrierten in Gehtests außerdem eine funktionsgeschwächte Leistung des Fußes im Fall einer Valgus-Position (adduziert) des Großzehs. Beide Autoren berichteten über eine übermäßige Pronation der Füße mit Großzeh-Valgus. In dieser Position kann der Zeh aufgrund der reduzierten Hebellänge dem Einwärtsrollen des Fußes nichts entgegensetzen. Die erhöhte Belastung in der Transversal- und Frontalebene an den Gelenken über dem Fuß ist eine wahrscheinliche Folge der Instabilität des Fußes und könnte die beobachteten hohen Verletzungsraten am Knie erklären, die bei Läufern ohne biologisch normale Fußstruktur und -funktion auftreten [4].

Ein weiterer Hinweis auf die Wichtigkeit des Großzehs bei der Steuerung der zweibeinigen Fortbewegung stammt aus der Neurophysiologie und der vergleichenden Anatomie. Das Verhältnis von sensorischen und motorischen Nerven liegt beim Menschen zwischen 9:1 und 40:1, was die Bedeutung des sensorischen Feedbacks für die Bewegungskontrolle unterstreicht [29,30]. Hashimoto, et al. [31] bildeten die neurale und somatische Repräsentation der Finger und Zehen bei lebenden Menschen und Affen ab. Während Affen und Menschen im primären sensomotorischen Kortex die Finger separat abbilden, wurden die Zehen bei den Affen nicht unterschieden. Im Gegensatz dazu hatten Menschen eine unabhängig kortikale Repräsentation des Großzehs von den anderen Zehen. Aiello, Dean und Cameron [32] berichteten außerdem, dass Menschen, im Gegensatz zu Schimpansen und Orang-Utans, einen separaten und deutlichen primären Beugemuskel (flexor hallucis longus) haben, der nur den Großzeh bewegt. Die unabhängige Repräsentation und muskuläre Kontrolle des Großzehs beim Menschen, nicht vorhanden bei nicht zweibeinigen Primaten, unterstreicht ihre Wichtigkeit bei der Kontrolle der zweibeinigen Fortbewegung.

Hinweise lassen vermuten, dass Selektionsdruck für den Erfolg beim Ausdauerlauf die Struktur und Funktion des Großzehs so angepasst hat, dass er die mit dieser Gangart verbundenen Kräfte steuern und kontrollieren kann. Außerdem gibt es Hinweise darauf, dass eine Fehlstellung dieses Zehs die Kontrolle des Körpergewichts über die Längsachse des Fußes beeinträchtigt. Dies führt zu übermäßiger Beanspruchung in den Transversal- und Frontalebene. Solche Muster können schädliche Belastungen der proximal zum Fuß gelegenen Gelenke hervorrufen, insbesondere dem primär-sagittalen Kniegelenk. Es gibt zudem Hinweise darauf, dass das Hemmen der Vorfußbreite und das Verhindern des direkten Bodenkontakts des Großzehs die Richtungsstabilität und Balance beeinträchtigen und den Plantar-Druck erhöhen, beide begünstigen bekanntlich Fußgelenks- und Überlastungsverletzungen [18,33,34].

Fußstruktur und Energierückgabe

Das mittlere Längsgewölbe des Fußes ist eine der wichtigsten evolutionären Unterschenkelanpassungen für den Ausdauerlauf beim Menschen [1,8,9]. Menschen sind die einzigen Primaten, die diese Struktur entwickelt haben. Die Kompression des mittleren Längsgewölbes trägt zur Rückgabe der elastischen Energie bei, die in der ersten Hälfte des Schrittes aufgenommen wurde [8,24,35-37]. Stearne, et al. [8] haben dies kürzlich *in vivo* durch die Einschränkung der Kompression des Gewölbes demonstriert, wodurch der Stoffwechselumsatz beim Laufen negativ beeinflusst wurde. Das Laufen mit einer Einlage mit „vollem Gewölbe“ (Reduzierung der Gewölbekompression um 80%) reduzierte die Speicherung der elastischen Energie um 8,8% und erhöhte den Fortbewegungsaufwand um 6%. Neueste Arbeiten legen außerdem nahe, dass elastische Anteile sich mit der Laufgeschwindigkeit erhöhen [38]. Eine erhebliche Energieeinsparung wird durch die biologisch normale Funktion des Längsgewölbes erreicht.

Sensorisch Rolle des Fußes

Die Plantar-Oberfläche besitzt sich langsam anpassende Mechanorezeptoren, die Feedback zur räumlichen Verteilung von Druck geben und sich schnell anpassenden Mechanorezeptoren, die die Höhe des Drucks und Änderungen in der Höhe des Drucks wahrnehmen [39,40]. Beweise lassen darauf schließen, dass sensorisches Plantar-Feedback dazu dient, die Lauftechnik zu verändern, um einen schmerzhaften und potentiell schädlichen Aufprall zu verhindern [24,41,42]. Das Erhöhen des Plantar-Empfindens über texturierte Einlagen hat ergeben, dass die vertikale Belastungsrate in der Höhe des Unterschieds zwischen einem verletzten und einem nicht verletzten Läufer durch Verringern der Schrittlänge reduziert wurde [43]. In einer anderen Arbeit haben Gruber, et al. [42] untersucht, ob der Fersenlauf, ein mit Verletzungen verbundenes Landemuster [6], das in den westlichen Bevölkerungsgruppen meistverbreitet ist,

im Zusammenhang mit gemindertem sensorischem Plantar-Feedback steht. Beim Barfußlauf auf einem weich gepolsterten Material, ähnlich dem eines Laufschuhs, landeten 80% der Teilnehmer auf der Ferse. Als die Polsterung entfernt wurde, behielten nur 35% den Fersenlauf bei, 27,5% und 37,5% wechselten jeweils zu Mittelfuß- und Vorfußlauf. Gruber, et al. [42] führen an, dass die Änderungen des Laufstilmusters eine Reaktion auf die Änderung der Oberflächennachgiebigkeit war und die erhöhte Aufprallwahrnehmung beim Barfußlaufen auf harten Oberflächen. Ähnliche Reaktionen wurden von Lieberman, et al. beobachtet. [44]. Nach der Anpassung der Geschwindigkeit und Schrittfrequenz gab es bei gewohnheitsmäßigen Barfußläufern eine größere Variabilität im Laufstilmuster zwischen weichen und harten Oberflächen, als bei beschuhten Läufern. Es gab bei den gewohnheitsmäßigen Barfußläufern einen eindeutigen Trend zum Fersenlauf auf einer nachgiebigen Fläche und bei einer harten Oberfläche eine höhere Wahrscheinlichkeit auf dem Mittel- oder Vorfuß zu landen. Frühere Berichte von Hatala, et al. [45] beschreiben, dass gewohnheitsmäßig barfuß laufende Kenianer bei erhöhter Laufgeschwindigkeit vom Fersenlauf in den Vorfußlauf wechseln. Gemeinsam bestätigen diese Ergebnisse die Wichtigkeit des sensorischen Plantar-Feedbacks für die Änderung der Lauftechnik abhängig von Geschwindigkeit und Untergrund und zeigen, dass gepolstertes Schuhwerk die Adaptierbarkeit der Technik als Reaktion auf Aufprallveränderungen abhängig von Geschwindigkeit und Oberflächennachgiebigkeit reduziert.

Beweise lassen darauf schließen, dass die Empfindlichkeit der Plantar-Oberfläche sich zur Verhinderung von Verletzungen entwickelte. Daraus folgt, dass ein verringertes sensorisches Feedback das Verletzungsrisiko erhöhen könnte. Im Gegensatz zu anderen Laufsäugetieren haben Menschen jedoch keinen dicken keratinösen Schutz gegen Stich- oder thermische Verletzungen entwickelt, wie Hufe oder Ballen. Darum haben Menschen hierfür Schuhwerk verwendet, frühe Beispiele reichen 10.000 Jahre zurück [46]. Aufzeichnungen der Eigenschaften dieses frühen Schuhwerks zeigen, dass sie meist eine Art Sandale waren, die einen einfachen Schutz bot ohne die biologisch normale Fußfunktion zu beeinträchtigen. Anders verhält es sich mit den Designmerkmalen des modernen Schuhwerks, dicke Polsterung, erhöhter Absatz, Gewölbestützen, eine zugespitzte und schmale Zehenkappe und eine Zehenfeder (Aufwärtskurve der Sohle an der Vorderseite des Schuhs), die den Großzeh vom Boden hebt, stehen im Widerspruch zur biologisch normalen Fußstruktur und -funktion. Ontogenetische Anpassungen an diese Diskrepanz und die funktionalen Auswirkungen werden als nächstes thematisiert.

Auswirkungen des Schuhdesigns auf die Fußstruktur

Untersuchungen, die die nachteiligen Auswirkungen von Schuhwerk auf die strukturelle Entwicklung des Fußes zeigen, reichen über 100 Jahre [16,24,47-50]. Studien zeigen, dass die biologisch normale Flexibilität, die Breite des Vorfußes und die Entwicklung des Längsgewölbes durch nicht anatomisch geformtes Schuhwerk beeinträchtigt werden [1,8,47,50,51].

Die Formbarkeit der Fußstruktur war den Chinesen wohlbekannt und wurde in dem alten kulturellen Brauch des Füßbindens ausgenutzt [16,52]. Der Zeitraum der strukturalen Veränderungen ist kurz, besonders bei jungen Menschen, bei denen die Knochen noch vollständig verknöchern müssen [50]. Hoffman [16] beobachtete, dass die Hallux-Deformation bei einem gewohnheitsmäßig barfuß laufenden Teenager nur das ca. 6-wöchige Tragen von Schuhen erforderte. Bei dem Patienten einer Erwachsenenfallstudie zeigte Knowles [53] die Umkehrung des Großzeh-Valgus nach dem zweijährigen Tragen von anatomisch geformten Schuhen (d.h. Kippen der Schuhmedialen zum medialen Rand des Großzehs). Andere Beobachtungsstudien [12] zeigten in schuhtragenden Gemeinschaften eine signifikante Beziehung zwischen den Jahren des Schuhtragens und dem Winkel des Großzeh-Valgus, der Valgus-Winkel nahm mit den Jahren des Schuhtragens linear zu. Die beobachtete Anpassung der Fußstruktur an das Schuhwerk steht im Einklang mit dem Wolffschen Gesetz, wie auch die von Knowles [53] beobachtete Umkehr der Deformation.

Stark gepolstertes, schmales, steif besohlt Schuhwerk mit hochgezogenem Zehenbereich wie bei modernen Laufschuhen üblich, kann die Fußstruktur und -funktion beeinflussen. Tatsächlich wurden geänderte Gangart, eine höhere maximale Aufprallkraft, reduzierte Gewölbedeformation und Zehenbeugung bei Kindern beobachtet, die konventionelle Laufschuhe trugen, im Vergleich zum Barfußlauf [54,55]. Außerdem zeigte ein Vergleich von beschuhten und barfuß laufenden Bevölkerungsgruppen, dass das Tragen des üblichen westlichen Schuhwerks zu steiferen Füßen mit eingeschränkter Funktion führt [47]. Es existiert ein Mangel an Longitudinalstudien zu den Auswirkungen des Langzeit-Schuhtragens auf die Fußfunktion. Eine prospektive Langzeit-Follow-up-Studie erbrachte jedoch kürzlich anhand großer Gruppen von ein- und zweieiigen Zwillingen einen deutlichen Beweis dafür, dass die Entwicklung der Großzehdeformation (Hallux Valgus) nicht genetisch ist, sondern deutlich mit dem jahrelangen Tragen von schmalen Schuhen verbunden ist, wobei das regelmäßige Tragen das Risiko der Entwicklung einer Zehendeformation fast verdreifacht [11].

Aus entwicklungsgeschichtlicher Perspektive macht Schuhwerk Sinn, insbesondere unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Umgebungen, in denen Menschen

leben. Mechanik und Entwicklung des Fußes zeigen jedoch, dass solches Schuhwerk anatomisch geformt sein sollte, um die biologisch normale Zehenposition und -funktion zu ermöglichen und es sollte flach und flexibel genug sein, um eine ungehinderte Bewegung des Fußes und der Zehen während der Fortbewegung zuzulassen. Diese Eigenschaften wurden zuvor bereits empfohlen [49,52] (Abbildung 2).

Auffällig ist, dass eine Überprüfung des verletzungsreduzierenden Nutzens von konventionellen gepolsterten Laufschuhen mit erhöhter Ferse keine stützenden Beweise hervorgebracht hat [56]. Gepolsterte erhöhte Fersen sollen laut Vermarktung vor großen Aufprallkräften und hohen Belastungsraten, die für den Fersenlauf charakteristisch sind, schützen [24,57]. Diese Vermarktung basiert hauptsächlich auf Maschinentestprotokollen, die weder propriozeptives Feedback noch menschliche Verhaltensreaktionen auf nachgiebige Materialien berücksichtigen [58]. Zudem wurde das Fersen-Zehen-Gefälle als förderlich für verletzungsbegünstigende Laufmechaniken angeführt [6,57].

Die Fersenerhöhung erzeugt einen Dorsalflexions-Versatz und fördert das häufig beobachtete Fersenlaufmuster, das mit einer erhöhten effektiven Masse, Aufprall-Transienten und hohen Verletzungsraten einhergeht [6,24,59]. Schließlich führt die durch die Polsterung verursachte sensorische Dämpfung zu weiteren kinetischen Konsequenzen.

Auswirkungen des Schuhdesigns auf die Fußstruktur

Sensorisches Plantar-Feedback liefert wichtige Informationen zu Ort und Stärke der Kräfte unter dem Fuß [39,40]. Die Polsterung in modernem Schuhwerk beeinträchtigt die Reizempfindung bei statischen und dynamischen Aufgaben [42,58,60]. Wie zuvor beschrieben, belegten Gruber, et al. [42] eine enge Beziehung zwischen Änderung der Laufstilstrategie (Fersenlauf zu Mittelfuß-/Vorfußlauf) und der Änderung der Oberflächenbedingungen (nachgiebig zu hart). Dies ist im Einklang mit dem biologischen Imperativ, d.h. dem unterbewussten Antrieb, den Energieaufwand zu minimieren und damit auch das Verletzungsrisiko [61,62]. Der Energieaufwand ist beim Laufen umgekehrt proportional zur Bodenkontaktzeit und wird „pro Schritt“ beglichen, d.h. wenn das Körpergewicht gegen die Schwerkraft gehalten wird [63]. Es ist energetisch günstig, eine bestimmte Distanz mit einer längeren Bodenkontaktzeit und Schrittlänge zurückzulegen. Während er ökonomisch ist, so ist der Überschnitt relativ zum Knie mit erhöhter Gelenkbelastung an Knie und Hüfte verbunden [64] und ein Potential für Überlastungsverletzungen. Die gepolsterte Ferse verbirgt die tatsächlichen Kräfte auf den Fuß und führt dazu, dass Läufer den Überschnitt als sicher wahrnehmen [58,65].

Biologisch normal im Gegensatz zu kulturell normal und der verletzte Laufspezialist

Es gibt Beweise, dass Menschen einzigartig an den Ausdauerlauf angepasst sind, mit minimalem

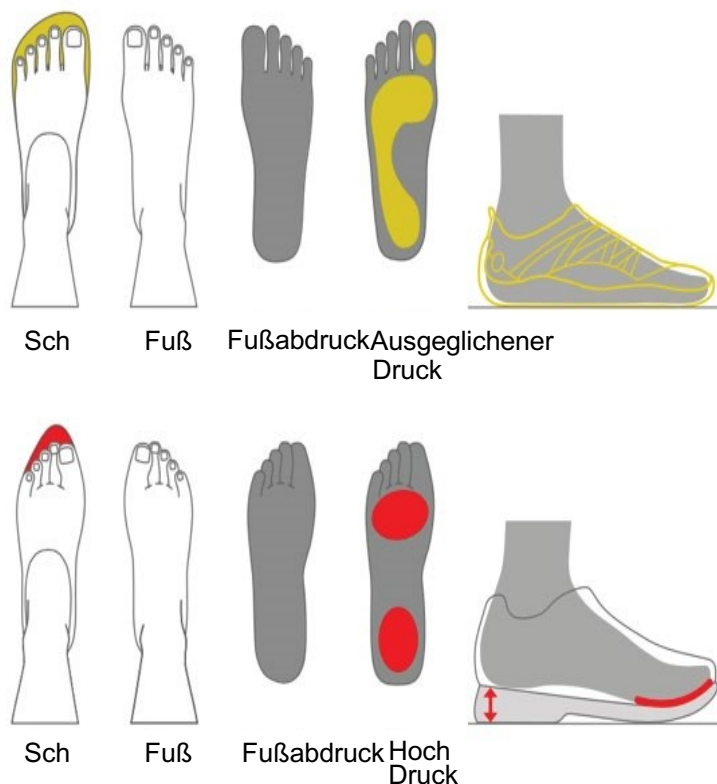


Abbildung Anatomisch geformte Schuhe erlauben eine biologisch normale Struktur und Funktion während nicht anatomisch geformte Schuhe „schuhförmige“ Füße hervorbringen.

Energieaufwand und geringem Verletzungsrisiko. Natürliche menschliche Kulturen, die noch die Ausdauerjagd praktizieren, tragen traditionelles Schuhwerk, das sich an den Fuß anpasst und nur vor Stichverletzungen und thermischen Gefahren schützt [66]. Diese Kulturen weisen breite, flache und flexible Füße auf, eine gleichmäßige Plantardruckverteilung und Laufstile mit höherer Schrittfrequenz und niedrigerer Fersenschrittneigung, insbesondere bei größeren Geschwindigkeiten und auf härteren Untergründen. Im Gegensatz dazu haben westlichen Bevölkerungsgruppen, die in konventionellen, gedämpften, steifen, gepolsterten Schuhen mit hochgezogenem Zehenbereich aufwachsen, schmalere Füße, ein häufigeres Auftreten von Großzehdeformation, das mit den Jahren des Schuhtragens zunimmt, eine ungleiche Verteilung des Plantardrucks und Laufstile, die sich durch eine geringere Schrittfrequenz und die höhere Fersenschrittneigung auszeichnen, unabhängig von Geschwindigkeit und Laufuntergrund. Es gibt wenig Daten zu den Verletzungsraten von natürlich laufenden Bevölkerungsgruppen. Basierend auf der Mismatch-Hypothese und den hier überprüften Beweisen zu Fußentwicklung, -struktur, -funktion und den Auswirkungen von konventionellem Schuhwerk darauf, behaupten wir, dass die hohen Verletzungsraten von westlichen Läufern (teilweise) mit dem akuten und chronischen Verlust der biologisch normalen Form und Funktion der Füße, aufgrund der üblichen Verwendung von konventionell geformtem, gepolstertem Schuhwerk, zusammenhängen könnten. Diese Empfehlung kann zur Liste der Faktoren hinzugefügt werden, die derzeit das hohe Verletzungsrisiko bei Läufern erklären könnten, erfordert jedoch weitere Untersuchungen.

Zusammenfassung, Implikationen und Handlungsempfehlungen

Beweise belegen, dass ein biologisch normaler menschlicher Fuß gut an den Umgang mit der Belastung und die dynamischen Instabilitäts Herausforderungen des Ausdauerlaufs angepasst ist. Er ist jedoch anfällig für Stichverletzungen und thermale Verletzungen in den unterschiedlichen Umgebungen, die Menschen bevölkern. Dies liefert die Gründe für Schuhwerk. Die Designmerkmale von konventionellem Schuhwerk können die Struktur und Funktion eines biologisch normalen Fußes beeinträchtigen. Die mit der chronischen Verwendung von konventionellem Schuhwerk verbundene Fehlanpassung kann irreversibel sein oder die Rückbildung kann Jahre dauern. Dies könnte die Ergebnisse der Studien erklären, die negative Auswirkungen der akuten Minimalschuh-Intervention bei Läufern ergeben haben, die gewöhnlich konventionelle Schuhe tragen [67,68] und die diese Studien möglicherweise mit beeinträchtigter Fußstruktur und -funktion begannen.

Um die biologisch normale Fußfunktion zu fördern und zu erhalten, sollte Schuhwerk anatomisch geformt, flach, flexibel und von ausreichender Dicke sein, um das für das Terrain notwendige Empfinden zu ermöglichen und gleichzeitig die Plantar-Oberfläche des Fußes zu schützen. Diese Merkmale ermöglichen die biologisch normale Ausrichtung des Großzehs, den Kontakt des Großzehs mit dem Boden, die Spreizung und Abflachung des belasteten Fußes, die freie Beugung der Zehen und das entsprechende sensorische Feedback. Wo notwendig, sollten Schuhe mit diesen Merkmalen von Kindheit an getragen werden. Es gibt bei diesen Empfehlungen jedoch einen Vorbehalt. Bei fehlangepassten Erwachsenen sollte ein Wechsel von konventionellen Schuhen zu Schuhen mit diesen Merkmalen vorsichtig vorgenommen werden. Einen beeinträchtigten Fuß den Anforderungen des Ausdauerlaufs auszusetzen, ohne die Unterstützung auf die er mittlerweile angewiesen ist, ist eine Diskrepanz die wahrscheinlich zu Problemen führt. Ein sinnvoller Ansatzpunkt, um die biologisch normale Struktur und Funktion zurückzuerlangen, wäre es wohl beeinträchtigte Füße den geringeren Anforderungen des Stehens und Gehens in anatomisch geformten, flachen, flexiblen Schuhen auszusetzen. Zukünftige Untersuchungen sollten diese Empfehlungen erforschen.

Referenzen

1. Bramble DM, Lieberman DE (2004) Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* 432: 345-352.
2. Lieberman DE, Raichlen DA, Pontzer H, Bramble DM, Cutright-Smith E (2006) The human gluteus maximus and its role in running. *J Exp Biol* 209: 2143-2155.
3. Rolian C, Lieberman DE, Hamill J, Scott JW, Werbel W (2009) Walking, running and the evolution of short toes in humans. *J Exp Biol* 212: 713-721.
4. Taunton J, Ryan M, Clement D, McKenzie D, Lloyd-Smith D, et al. (2003) A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics. *Br J Sports Med* 37: 239-244.
5. van Gent RN, Siem D, van Middlekoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, et al. (2007) Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 41: 469-480.
6. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, et al. (2012) Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1325-1334.
7. Wilkinson M, Saxby L (2016) Form determines function: Forgotten application to the human foot? *Foot and Ankle Online Journal* 9: 5-8.
8. Stearne SM, McDonald KA, Alderson JA, North I, Oxnard CE, et al. (2016) The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Sci Rep* 6: 19403.
9. Lieberman DE (2012) Human evolution: Those feet in ancient times. *Nature* 483: 550-551.
10. Lieberman DE (2016) The Story of the Human Body: Evolution, Health and Disease. *Fam Med* 48: 822-823.

11. Munteanu SE, Menz HB, Wark JD, Christie JJ, Scurrah KJ, et al. (2017) Hallux Valgus, By Nature or Nurture? A Twin Study. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 69: 1421-1428.
12. Shine Ib (1965) Incidence of Hallux Valgus In A Partially Shoe-Wearing Community. *Br Med J* 1: 1648-1650.
13. Lieberman DE (2015) Is exercise really medicine? An evolutionary perspective. *Curr Sports Med Rep* 14: 313-319.
14. mann R, Inman Vt (1964) Phasic Activity of Intrinsic Muscles of The Foot. *J Bone Joint Surg Am* 46: 469-481.
15. Reeser LA, Susman RL, Stern JT Jr (1983) Electromyographic studies of the human foot: experimental approaches to hominid evolution. *Foot Ankle* 3: 391-407.
16. Hoffman P (1905) Conclusions drawn for a comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 3: 105-136.
17. Morioka M, Miura T, Kimura K (1974) Morphological and functional changes of feet and toes of Japanese forestry workers. *J Hum Ergol (Tokyo)* 3: 87-94.
18. D'Aout K, Pataky TC, De Clercq D, Aerts P (2009) The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science* 1: 81-94.
19. Shu Y, Mei Q, Fernandez J, Li Z, Feng N, et al. (2015) Foot Morphological Difference between Habitually Shod and Unshod Runners. *PLoS One* 10: e0131385.
20. Mei Q, Fernandez J, Fu W, Feng N, Gu Y (2015) A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on foot morphological difference. *Human Mov Sci* 42: 38-53.
21. Morton DJ (1935) *The Human Foot: its evolution, physiology and functional disorders*. New York: Columbia University Press.
22. Chou SW, Cheng HY, Chen JH, Ju YY, Lin YC, et al. (2009) The role of the great toe in balance performance. *J Orthop Res* 27: 549-554.
23. Edwards WB, Taylor D, Rudolph TJ, Gillette JC, Derrick TR (2010) Effects of running speed on a probabilistic stress fracture model. *Clin Biomech* 25: 372-377.
24. Lieberman DE (2012) What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exerc Sport Sci Rev* 40: 63-72.
25. Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, Costa LO (2012) What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med* 42: 891-905.
26. Yavuz M, Hetherington VJ, Botek G, Hirschman GB, Bardsley L, et al. (2009) Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients. *Gait Posture* 30: 257-259.
27. Hoogvliet P, van Duyl WA, de Bakker JV, Mulder PG, Stam HJ (1997) Variations in foot breadth: effect on aspects of postural control during one-leg stance. *Arch Phys Med Rehabil* 78: 284-289.
28. Plank M (1995) The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *The Foot* 5: 8-14.
29. Gesslbauer B, Hruby LA, Roche AD, Farina D, Blumer R, et al. (2017) Axonal components of nerves innervating the human arm. *Ann Neurol* 82: 396-408.
30. O'Uchi T, Hisatome H, Ri K, Maki S (1998) Wallerian degeneration of pontocerebellar tracts after pontine hemorrhage. *International Journal of Neuroradiology* 4: 171-177.
31. Hashimoto T, Ueno K, Ogawa A, Asamizuya T, Suzuki C, et al. (2013) Hand before foot? Cortical somatotopy suggests manual dexterity is primitive and evolved independently of bipedalism. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 368: 20120417.
32. Aiello L, Dean C, Cameron J (1990) *An Introduction to Human Evolutionary Anatomy*. Elsevier Science.
33. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, et al. (2005) Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *Am J Sports Med* 33: 415-423.
34. Hrysomallis C (2007) Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Med* 37: 547-556.
35. Kelly LA, Cresswell AG, Racinais S, Whiteley R, Lichtwark G (2014) Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of The Royal Society Interface* 11: 20131188.
36. Ker RF, Bennett MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RM (1987) The spring in the arch of the human foot. *Nature* 325: 147-149.
37. Rodgers MM (1988) Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys Ther* 68: 1822-1830.
38. Lai A, Schache AG, Lin YC, Pandy MG (2014) Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *J Exp Biol* 217: 3159-3168.
39. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998) The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport* 9: 3247-3252.
40. Patel M, Fransson P-A, Johansson R, Magnusson M (2011) Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Exp Brain Res* 208: 519-527.
41. Derrick TR (2004) The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc* 36: 832-837.
42. Gruber AH, Silvernail JF, Brueggemann P, Rohr E, Hamill J (2012) Footfall patterns during barefoot running on harder and softer surfaces. *Footwear Science* 5: 39-44.
43. Wilkinson M, Ewen A, Caplan N, O'Leary D, Smith N, et al. (2018) Textured insoles reduce vertical loading rate and increase subjective plantar sensation in overground running. *Eur J Sport Sci* 12: 1-7.
44. Lieberman DE, Castillo ER, Otarola-Castillo E, Sang MK, Sigei TK, et al. (2015) Variation in foot strike patterns among habitually barefoot and shod runners in Kenya. *PLoS One* 10: e0131354.
45. Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG (2013) Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One* 8: e52548.
46. Pinhasi R, Gasparian B, Areshian G, Zardaryan D, Smith A, et al. (2010) First direct evidence of chalcolithic footwear from the near eastern highlands. *PLoS One* 5: e10984.
47. Kadambande S, Khurana A, Debnath U, Bansal M, Hariharan K (2006) Comparative anthropometric analysis of shod and unshod feet. *The Foot* 16: 188-191.
48. Hsu AR (2012) Topical review: barefoot running. *Foot Ankle Int* 33: 787-794.
49. Miller EE, Whitcome KK, Lieberman DE, Norton HL, Dyer RE (2014) The effect of minimal shoes on arch structure and

- intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science* 3: 74-85.
50. Walther M, Herold D, Sinderhauf A, Morrison R (2008) Children sport shoes--a systematic review of current literature. *Foot Ankle Surg* 14: 180-189.
51. Rao UB, Joseph B (1992) The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children. *J Bone Joint Surg Br* 74: 525-527.
52. Stewart SF (1972) Footgear--its history, uses and abuses. *Clin Orthop Relat Res* 88: 119-130.
53. Knowles FW (1953) Effects of shoes on foot form: an anatomical experiment. *Med J Aust* 1: 579-581.
54. Wegener C, Hunt AE, Vanwanseele B, Burns J, Smith RM (2011) Effects of children's shoes on gait: a systematic review and meta analysis. *J Foot Ankle Res* 4: 1-13.
55. Hollander K, Riebe D, Campe S, Braumann KM, Zech A (2014) Effects of footwear on treadmill running biomechanics in preadolescent children. *Gait Posture* 40: 381-385.
56. Richards CE, Magin PJ, Callister R (2009) Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *Br J Sports Med* 43: 159-162.
57. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, et al. (2009) The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM R* 1: 1058-1063.
58. Robbins S, Waked E, Gouw GJ, McClaran J (1994) Athletic footwear affects balance in men. *Br J Sports Med* 28: 117-122.
59. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, et al. (2010) Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463: 531-535.
60. Rose W, Bowser B, McGrath R, Salerno J, Wallace J, et al. (2011) Effect of footwear on balance. American Society of Biomechanics Annual Meeting. Long Beach.
61. Sparrow WA (2000) Energetics of Human Activity. Human Kinetics.
62. Alexander RM (1989) Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev* 69: 1199-1227.
63. Kram R, Taylor CR (1990) Energetics of running: a new perspective. *Nature* 346: 265-267.
64. Lieberman DE, Warrener AG, Wang J, Castillo ER (2015) Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *J Exp Biol* 218: 3406-3414.
65. Robbins SE, Gouw GJ (1991) Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. *Med Sci Sports Exerc* 23: 217-224.
66. Wallace IJ, Koch E, Holowka NB, Lieberman DE (2018) Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *R Soc Open Sci* 5: 180044.
67. Bergstra SA, Kluitenberg B, Dekker R, Bredeweg SW, Postema K, et al. (2015) Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *J Sci Med Sport* 18: 463-468.
68. Ridge ST, Johnson AW, Mitchell UH, Hunter I, Robinson E, et al. (2013) Foot bone marrow edema after a 10-wk transition to minimalist running shoes. *Med Sci Sports Exerc* 45: 1363-1368.