



STELLUNGNAHME

Ursachen und Vorbeugung von laufbedingten Verletzungen: Eine technische Perspektive

Autoren: Lee Saxby¹ und Mick Wilkinson² *

¹ Lee Saxby.com, Suffolk House, Louth, England

² Northumbria University, Abteilung für Sport-, Bewegungs- und Rehabilitationswissenschaften

*Corresponding author: Dr. Mick Wilkinson, Department of Sport, Exercise and Rehabilitation, Northumbria University, Northumberland Road, Newcastle-upon-Tyne, NE1 8ST, England, Tel: +44-191-243-7097

Zusammenfassung

Es gibt eine hohe Verbreitung und keine systematische Reduzierung von laufbedingten Verletzungen. Trotz jahrzehntelanger Forschung gibt es in der wissenschaftlichen Literatur nach wie vor keinen Konsens über Risikofaktoren und Lösungen für Laufverletzungen. Als Antwort auf die Überlegungen, dass Laufverletzungen aus einem alternativen konzeptionellen Rahmen heraus analysiert werden sollten, wurde in diesem Beitrag das Laufen aus einer technischen Perspektive betrachtet, um Ursachen und Lösungen vorzuschlagen, die auf dem für die Technik charakteristischen Ansatz der „fundamentalen Prinzipien“ basieren. Basierend auf dieser Ansicht werden Trainingsfehler, Übergewicht, frühere Verletzungen, mangelnde Kondition/Ermüdung, Alter, Technik und Vorfußstruktur (Vorherrschen von Hallux valgus) als Risikofaktoren für Laufverletzungen vermutet. Es werden auch technische Lösungen, einschließlich Änderungen an der Lauftechnik und am Schuhwerk, angeboten, um die Auswirkungen dieser Risikofaktoren zu minimieren.

„Der Mensch ist ein Produkt der Natur, ein Teil des Universums. Das Universum wird unter exakten Naturgesetzen betrieben. Der Mensch ist ein Produkt von Millionen von Jahren Evolution. Er passt sich den Gesetzen der Natur an oder er stirbt.“

James Hervey Johnson

Wissenschaft kann definiert werden als ein Prozess der Beobachtung, des Experimentierens und der Schlussfolgerung, dessen Ziel die Bestimmung von allgemeinen Gesetzen ist (1). Technik ist definiert als die Anwendung bekannter Gesetze zur Lösung eines Problems, mit dem die Gesellschaft konfrontiert ist (2). Der Läufer unterliegt den physikalischen Gesetzen der Bewegung, die für jedes Objekt in Bewegung gelten, und anderen Naturgesetzen, die für biologische Organismen gelten. In diesem Positionspapier wird dargelegt, dass eine technische Sichtweise dabei helfen könnte, das Problem der laufbedingten Verletzungen zu verstehen und zu lösen. Aus dem Ausbleiben einer systematischen Verringerung der Verletzungshäufigkeit trotz jahrzehntelanger Forschung resultierte die Annahme, dass die wissenschaftliche Methode bei der Lösung des Problems der Laufverletzungen nicht zum Ziel geführt hat (3–6).

wissenschaftliche Methode bei der Lösung des Problems der Laufverletzungen nicht zum Ziel geführt hat (3–6).

Das Problem: Die Statistik der Laufverletzungen hat sich in den letzten 40 Jahren nicht verändert

Das Laufen als Freizeitbeschäftigung wurde erstmals in den 1970er Jahren sehr populär (7) und bald darauf folgten Studien über die Prävalenz von Verletzungen bei Läufern. Die Ergebnisse dieser Studien variierten, wobei die Verletzungsinzidenz zwischen 15 % und 85 % (8–27) lag (Abbildung 1). Allerdings scheint es im Laufe der Zeit keine offensichtliche systematische Veränderung der Verletzungshäufigkeit zu geben.

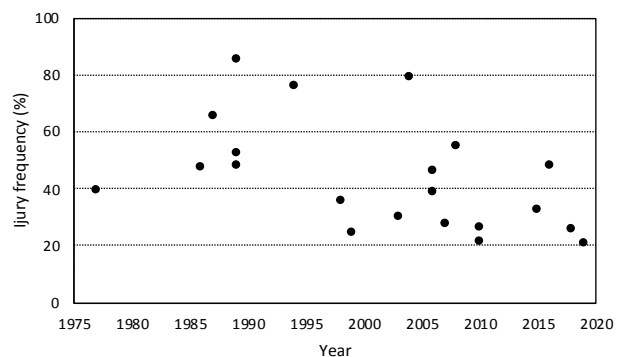


Abbildung 1. Zusammenfassung der Häufigkeit von Laufverletzungen von 1970 bis heute.

Änderungen in der Läuferpopulation

Die Läufer in den 1970er und 1980er Jahren unterschieden sich von den Läufern im gegenwärtigen Jahrtausend. Die Teilnehmer, die durch Studien in den 1970er und 1980er Jahren erfasst wurden, waren engagierte Läufer, die gewinnen wollten, schlank waren, in erster Linie nur Lauftraining absolvierten, überwiegend (75 %) männlich (19) und etwa um die Mitte dreißig waren (8,12,15,19,26). Die Läufer in neueren Studien sind in erster Linie Freizeitläufer, die einen Marathon mit dem Ziel laufen, diesen einfach nur zu beenden,

oft übergewichtig sind, neben dem Laufen oft auch Cross-Training betreiben und etwa Mitte vierzig sind (9,10,24). Außerdem ist die Mehrheit der Läufer heute weiblich (54 %). Die in verschiedenen epidemiologischen Untersuchungen betrachteten Gruppen unterscheiden sich ebenfalls, wobei einige aus Laufanfängern und andere aus Wettkampfläufern bestehen (10,23,24). Diese Unterschiede in den untersuchten Populationen verfälschen die Statistik der Verletzungshäufigkeit und machen Vergleiche zwischen Studien schwer.

Definition einer Laufverletzung

Auch die Definition einer Laufverletzung variiert zwischen den Studien. In einer Studie wurde eine Verletzung so definiert, dass sie ärztliche Hilfe erforderte (28), während andere Studien eine Verletzung durch die Zeit definierten, in der das Laufen nicht mehr möglich war, wobei die Grenzwerte für die Dauer einer „Verletzung“ in den verschiedenen Studien oft unterschiedlich waren (29). Manche Studien haben eine Laufverletzung auch einfach als Schmerz oder Unbehagen definiert (23). Unterschiedliche Definitionen von Verletzungen wirken sich natürlich auf die ermittelten Verletzungshäufigkeiten aus und sind wahrscheinlich für einen Teil der zufälligen Schwankungen und das Fehlen einer systematischen Veränderung der Verletzungshäufigkeit im Laufe der Jahre verantwortlich (30,31). In Anbetracht der verzerrenden Aspekte können die Ergebnisse der Studien, die die Häufigkeit von Laufverletzungen untersuchten, nur so interpretiert werden, dass sie keinen Beweis für eine Veränderung der Verletzungshäufigkeit in den vier Jahrzehnten, die sie umfassen, liefern.

Angenommene Risikofaktoren für Laufverletzungen aus der wissenschaftlichen Literatur

„Wir ertrinken in Informationen und hungern nach Wissen.“

E. O. Wilson

Wissenschaftliche Untersuchungen haben versucht, Faktoren zu identifizieren, die mit der Verletzungshäufigkeit zusammenhängen oder die einen Unterschied zwischen verletzten und verletzungsfreien Läufern machen. Durch die Identifizierung von Risikofaktoren hofft man, dass gezielte Interventionen entwickelt werden können, um das Verletzungsrisiko zu beseitigen oder zu verringern. Die fehlende Veränderung der Verletzungshäufigkeit deutet darauf hin, dass die Versuche, die Faktoren, die den laufbezogenen Verletzungen zugrunde liegen, durch Anwendung der wissenschaftlichen Methode zu erklären, nicht erfolgreich waren. Tabelle 1 fasst die Risikofaktoren zusammen, die in Studien aus den 1970er Jahren bis heute identifiziert wurden.

Ein übereinstimmender Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Verletzungen und dem Alter ist ein durchgängiges Merkmal in der Literatur. Faktoren, die unter dem Begriff „Trainingsfehler“ zusammengefasst werden, treten ebenfalls häufig auf, was erste Annahmen stützt, dass Trainingsfehler die Hauptursache (60 %) von Laufverletzungen darstellen (33). Die Tendenz des Zusammenhangs zwischen Trainingsfehlern und Laufverletzungen scheint über alle Studien hinweg konsistent zu sein (siehe Tabelle 1). Andere Faktoren und ihr Zusammenhang mit Verletzungen sind weniger eindeutig, wobei verschiedene Studien für denselben Risikofaktor einen positiven, negativen oder keinen Zusammenhang mit dem Verletzungsrisiko feststellen. Mögliche Erklärungen für den fehlenden Konsens bei einigen Risikofaktoren sind die Abweichungen in der Stichprobe, die Definition der Begriffe, die Wahl des Messinstruments, die statistische Aussagekraft zur Identifizierung von Effekten und die bereits erwähnten Veränderungen der durchschnittlichen Merkmale der Laufpopulation über die Jahre.

Ohne die Berufung auf Naturgesetze, die eine technische Herangehensweise an die Problemlösung prägen, kann man leicht durch uneinheitliche Erkenntnisse verunsichert werden und „in Informationen ertrinken“. Unter solchen Umständen neigt die Wissenschaft dazu, Urteile auf der Grundlage der Strenge einzelner Studienkonzepte (d. h. der evidenzbasierten Pyramide) zu fällen, aber dieses Modell ist weithin kritisiert worden (34–37) und hat es nicht geschafft, das Verständnis für das Problem der Laufverletzungen zu verbessern oder Lösungen dafür anzubieten (6).

Ein technischer Ansatz für das Problem der Laufverletzungen

„Die gesamte Biologie ist auf physikalische und chemikalische Gesetze reduzierbar und ist durch die Evolution über die natürliche Selektion entstanden“, EO Wilson (1999)

Mangelnde Fortschritte beim Verständnis und bei der Prävention von Laufverletzungen in der wissenschaftlichen Disziplin der Biomechanik wurden kürzlich eingeräumt (5,6). Es wurde darauf hingewiesen, dass alternative konzeptionelle Ansätze gerechtfertigt sind (43). Ein neuer Blick auf das Problem aus technischer Sicht könnte eine Lösung hervorbringen.

Die meisten der bedeutendsten Entdeckungen in der Geschichte der Wissenschaft wurden durch die rigorose Anwendung der wissenschaftlichen Methode gemacht, wobei plakative Hypothesen aus den Naturgesetzen abgeleitet wurden (44). Ein Gesetz ist eine Tatsache oder ein grundlegendes Prinzip, das nie widerlegt wurde (45). Durch die Anwendung dieser Gesetze werden Probleme in der Technik angegangen (2). Wie der ehemalige Harvard-Professor E.O. Wilson so treffend formulierte (46), unterliegt der Mensch den Gesetzen der Physik und Chemie und besitzt Eigenschaften, die durch evolutionären Druck selektiert wurden. Durch die Betrachtung dieser grundlegenden Prinzipien versuchen wir, die verfügbaren Erkenntnisse zu Laufverletzungen zu verstehen, beginnend mit einer Beschreibung der Anforderungen beim Laufen aus der Perspektive der Newtonschen Mechanik.

Die Mechanik des Laufens

Laufen ist ein federndes Gangbild, das durch eine doppelte Flugphase gekennzeichnet ist, bei der potenzielle und kinetische Energie synchronisiert sind und der Massenschwerpunkt in der Mitte des Standes über einem komprimierten Standbein an seinem tiefsten Punkt liegt (7). Der Mensch wechselt mit zunehmender Geschwindigkeit spontan vom Gehen zum Laufen. Die bevorzugte Übergangsgeschwindigkeit liegt typischerweise bei 2,0 m/s (7,2 km/h) (47–49). Neuere Untersuchungen deuten darauf hin, dass der Auslöser für den Übergang vom Gehen zum Laufen Beschwerden in den unteren Gliedmaßen sind, die aus den erhöhten Kräften bei zunehmender Geschwindigkeit resultieren, d. h. der Pendelgang des Gehens wird für die aus der Geschwindigkeit der Fortbewegung resultierenden Kräfte unangemessen, und ein federartiger Gang wird bevorzugt (50–52). Da der Laufschrift als Reaktion auf erhöhte Bodenreaktionskräfte eingeleitet wird, ist eine genauere Untersuchung des Verhaltens dieser Kräfte gerechtfertigt.

Laufkinetik

Abbildung 2 zeigt eine vertikale Bodenreaktionskraftkurve, die typisch für einen Läufer ist, der mit dem hinteren Fuß auftritt. Da ca. 80 % der Läufer diese Landestrategie anwenden (53), wird die hier dargestellte Kinetik die Grundlage für die weitere Betrachtung der Laufkinetik bilden.

Tabelle 1. Zusammenfassung der Risikofaktoren für laufbedingte Verletzungen, die aus veröffentlichten wissenschaftlichen Studien ermittelt wurden.

Studie	Kinanthropometrische Merkmale			Trainingsfehler					Strukturelle Merkmale			Schuhwerk		
	Alter	Gewicht/BMI/Körperfettanteil	Geschlecht	Intensität	Häufigkeit	Distanz	Erfahrung/anfängliche Fitness	Vorverletzungen	Trainingsoberfläche	Fuß	Knieausrichtung	Beinlängenunterschied	Alter der Schuhe	Einsatz von Orthesen
(19)	+ve	+ve		+ve			-ve	+ve						
(12)				+ve	+ve	+ve								
(15)				+ve	+ve	+ve			+ve	+ve				
(26)				-		+ve			+ve	-				
(22)	Inv U			+ve			-ve	+ve						
(23)	+ve F	-ve M						+ve					+ve	
(16)						+ve	-ve	+ve						
(27)										Ho. Bogen -ve	Varus -ve	+ve		
(38)						+ve		+ve						
(39)	+ve F		-ve F					+ve M						+ve
(40)						+ve								
(41)		+ve		+ve			-ve							
(42)	+ve		+ve M				-ve	+ve						
(14)								+ve		Vorfuß-Varus +ve	Varus +ve			
(20)			+ve F					+ve			Q-Wink. > 20° F +ve			
(18)			+ve M		+ve									+ve
(10)	-	+ve M						-	+ve	Kahnbein-Falk. +ve F				
(11)								+ve						
(25)						+ve								
(17)					+ve	+ve								

Legende: +ve = positive Assoziation mit Verletzung z. B. höherer BMI, höheres Verletzungsrisiko; -ve = negative Assoziation mit Verletzung z. B. niedrigere anfängliche Fitness, höheres Verletzungsrisiko; - = in der Studie erhoben, aber kein Zusammenhang mit dem Verletzungsrisiko; Inv U = Umgekehrte U-förmige Beziehung zu Verletzungen, d. h. das Verletzungsrisiko ist im jüngeren Alter am niedrigsten, steigt im mittleren Alter an und ist im höheren Alter wieder niedriger; +ve F/+ve M = positiver Assoziation mit dem Verletzungsrisiko bei Frauen/Männern; -ve F/-ve M = negative Assoziation mit dem Verletzungsrisiko bei Frauen/Männern; Ho. Bogen = hoher Bogenindexwert; Nav drop = Kahnbein-Fallkerbe; Q-Wink. > 20° F = Q-Winkel größer als 20° bei Frauen.

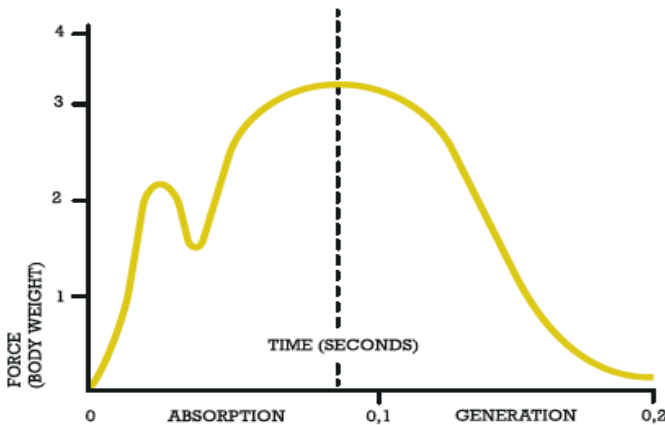


Abbildung 2. Eine typische vertikale Bodenreaktionskraftkurve für einen Läufer, der mit dem hinteren Fuß auftritt.

Die erste Spitze ist eine passive Kraftspitze oder eine Stoßtransiente, die mit dem Aufprall auf den Boden verbunden ist, und ein Teil der Körpermasse wird plötzlich abgebremst. Dies wird durch das Schuhwerk und die Landetechnik (Vorfußauftritt) (54) abgeschwächt und durch passive Eigenschaften der Laufoberfläche beeinflusst (7).

Sie ist im Allgemeinen geringer und von kürzerer Dauer als die zweite Spitze, aber die Anstiegsgeschwindigkeit dieser ersten Spitze wurde mit Verletzungen in Verbindung gebracht, insbesondere mit Kniegelenksverletzungen und Stressfrakturen (55,56). Die zweite (aktive) Spitze befindet sich etwa in der Körpermitte und ist die höchste Kraft, die der Läufer erfährt, wo er im Wesentlichen zwischen dem vertikal orientierten Gravitationsvektor und der entgegengesetzten Bodenreaktionskraft zusammengestaucht wird. Das Ausmaß der aktiven Spitzenkraft wurde auch mit Verletzungen in Verbindung gebracht (57). Da sowohl passive als auch aktive Spitzenwerte durch den Impuls des Läufers vor dem Aufprall und das Landemuster bestimmt werden, besagt das zweite Newtonsche Gesetz ($F = ma$), dass beide Spitzenwerte durch Körpermasse, Geschwindigkeit und Technik beeinflusst werden müssen.

Solange die Bewegung (Geschwindigkeit und Flugbahn) des Körperschwerpunkts und die Masse selbst unverändert sind, kann das Schuhwerk die Höhe der zweiten Spitze der Bodenreaktionskraft nicht verändern. Das Schuhwerk kann jedoch die Druckeinwirkung auf verschiedene Bereiche des Fußes verändern und so die Richtung der Vektoren der Bodenreaktionskräfte relativ zu den Gelenken und damit die resultierenden Gelenkmomente beeinflussen (58). Schuhe können auch die Stabilität des Läufers beeinflussen, während sie die Aufprallkräfte absorbieren und die Richtung der Vektoren der Bodenreaktionskräfte und der Gelenkbewegungen beeinflussen (59).

Laufkinetik und Gelenkmomente

Die mehrgelenkige Struktur des menschlichen Körpers erlaubt es, Kräfte auf viele verschiedene Arten zu leiten und zu verarbeiten. Es wurde angenommen, dass die Struktur und Funktion verschiedener Gelenke, des Fußes und des gesamten Skelettes das Ergebnis eines evolutionären Selektionsdrucks ist, um die beim Laufen entstehenden Kräfte zu bewältigen und zu lenken (60). Für viele der Anpassungen wird eine Minimierung des senkrechten Abstands zwischen den Vektoren der Bodenreaktionskraft und den Gelenkzentren vermutet, wodurch die Gelenkmomente, die Muskelkräfte, die benötigt werden, um diesen Momenten entgegenzuwirken, und somit der Energieaufwand für den ganzen Körper reduziert werden. Letzteres ist eine anerkannte treibende Kraft bei der evolutionären Anpassung. Übermäßige Gelenkmomente oder Kräfte über Gelenke, für die entweder das Gelenk oder das unterstützende Gewebe (Muskel, Sehne, Band) nicht ausgelegt und/oder nicht darauf trainiert sind, wurden als Ursache für Verletzungen angesehen (61). Da die Momente das Ergebnis der Stärke und des senkrechten Abstands des Bodenreaktionskraftvektors von den Gelenkzentren sind, besagt die Newtonsche Mechanik, dass Faktoren, die die Kinetik (im obigen Abschnitt besprochen) und die Laufkinematik (Gelenkwinkel/Technik/Schuhwerk) beeinflussen, auch die Gelenklasten beeinflussen müssen.

Federartiger Gang und elastisches Gewebe

Das federnde Gangbild beim Laufen nutzt die elastischen Eigenschaften von Muskeln und Sehnen, um in der ersten Hälfte der Bewegungsphase sowohl Kraft zu absorbieren als auch Energie zu speichern und die gespeicherte Energie in der Antriebsphase wieder abzugeben, wodurch der Energieaufwand für die Fortbewegung minimiert wird (52,60).

Aus technischer Sicht können Zugbänder sowohl elastische als auch viskose Eigenschaften haben. Elastische Materialien ändern ihre Länge oder verformen sich um einen Wert, der direkt proportional zu der aufgetragenen Kraft ist, bis zu ihrer Elastizitätsgrenze. Viskose Materialien zeichnen sich durch zeit- und geschwindigkeitsabhängige Verformungen aus, wobei die Verformungsgeschwindigkeit direkt proportional zur aufgetragenen Kraft ist. Elastizität und Viskosität werden durch das Hookesche Gesetz und das Newtonsche Modell eines hydraulischen Kolbens, dem sogenannten Dashpot, beschrieben (62). Muskelsehnenkomplexe weisen sowohl elastische als auch viskose Eigenschaften auf.

Gesetzmäßigkeiten des Versagens viskoelastischer Materialien – warum Sehnen verletzt werden

Verletzungen durch Überlastung der Sehnen sind bei Läufern weit verbreitet, sind positiv mit dem Alter assoziiert (63) und treten häufiger bei Läufern über 40 Jahren auf (18,27). Allein die Achillessehnen-Tendinopathie macht 7-11 % aller Laufverletzungen aus (15,33,64). Da es sich um ein viskoelastisches Gewebe handelt, können Sehnenüberlastungsschäden mithilfe der Gesetze der Materialermüdung aus der Technik interpretiert werden.

Vereinfacht ausgedrückt, reißt ein Material, wenn seine Zugfestigkeit überschritten wird. Bei einem viskoelastischen Material kann die Zugfestigkeit durch eine einmalige übermäßige Belastung, zu viele und/oder zu häufige Wiederholungen der Belastung oder Kombinationen dieser Faktoren überschritten werden (65). Die Beziehung zwischen Belastung und Häufigkeit der Belastung kann durch eine einfache Materialermüdungskurve dargestellt werden, die in Abbildung 3 gezeigt wird. Eine Verletzung tritt auf, wenn das Gewebe einer Belastungs-/Frequenzkombination ausgesetzt wird, die oberhalb der Kurve liegt, während eine

Verletzung in Situationen vermieden wird, in denen die Belastungs-/Frequenzkombination unterhalb der theoretischen Kurve liegt.

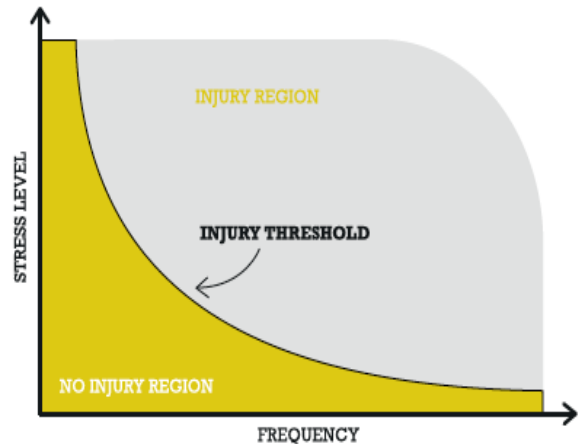


Abbildung 3. Materialermüdungskurve, die den theoretischen Zusammenhang zwischen der Belastung, der Häufigkeit der Belastungseinwirkung und der Auswirkung von Belastungs-/Häufigkeitskombinationen auf das Risiko von Überlastungsschäden zeigt.

Die Sehnenbelastung wird durch die Kraft geteilt durch die Querschnittsfläche und durch die elastischen Eigenschaften der Sehne oder die „Spannungs-Dehnungs-Beziehung“ bestimmt. Die Spannungs-Dehnungs-Beziehung beschreibt, wie stark die Sehne unter Belastung gedehnt wird (Steifigkeit) und damit ihre Fähigkeit, Dehnungsenergie aufzunehmen. Es ist bekannt, dass Ermüdung (66), frühere Verletzungen (67) und Alterung (63) die viskoelastischen Eigenschaften von Muskel-Sehnen-Komplexen beeinträchtigen. Die Sehnensteifigkeit nimmt mit zunehmendem Alter zu (63,65,68), was die höhere Prävalenz von Achillessehnenverletzungen mit zunehmendem Alter bei Läufern erklärt. Der Verlust der federnden Eigenschaften der Sehne verändert die Art und Weise, wie Kräfte während des Laufzyklus absorbiert und erzeugt werden, was die Kinematik und Kinetik verändert und das Risiko für andere Verletzungsarten erhöht (69).

Nach der Betrachtung des Laufens und der Eigenschaften von Muskeln und Sehnen unter Verwendung grundlegender Prinzipien der Technik ist es nun möglich, Faktoren zu ermitteln, die wahrscheinlich das Verletzungsrisiko erhöhen, häufige, in der Literatur beobachtete Verletzungsmuster zu erklären und auf Technik basierende Lösungen vorzuschlagen.

Mögliche Risikofaktoren und Lösungen für Laufverletzungen aus technischer Sicht

Trainingsfehler

Aus technischer Sicht kann man sagen, dass alle Überlastungsverletzungen Trainingsfehler sind. Ein Läufer, der eine Überlastungsverletzung beim Laufen erleidet, muss sein persönliches Limit an Laufdistanz, -frequenz und/oder -intensität so überschritten haben, dass die Kombination aus Belastung und Frequenz zu einer Schädigung der verletzten Struktur führt (70). Es handelt sich um eine zu hohe Belastung für die Gewebekapazität, zu oft oder zu frühzeitig. Die Auswirkung einer zunehmenden Trainingsgeschwindigkeit auf die Kräfte ist mit dem 2. Newtonschen Gesetz leicht zu verstehen, wonach jede Steigerung der Beschleunigung die Kraft beim Aufprall erhöht. Ebenfalls aus dem 2. Newtonschen Gesetz ergibt sich, dass die Kraft durch das Produkt aus Masse und Beschleunigung bestimmt wird.

Daraus lässt sich ableiten, dass eine hohe oder erhöhte Körpermasse die beteiligten Kräfte (sowohl passive als auch aktive Spitzenwerte) verstärkt. Eine positive Assoziation der Körpermasse mit dem Verletzungsrisiko bestätigt, dass die Körpermasse ein Risikofaktor für Verletzungen ist (10,19,41). Die Auswirkungen von Trainingsfehlern (d. h. Erhöhung der Laufgeschwindigkeit, Ermüdung durch zu lange Strecken, Häufigkeit und fehlende Kondition) auf das Verletzungsrisiko lassen sich auf der Belastungs-Häufigkeits-Kurve (Abbildung 4) abbilden.

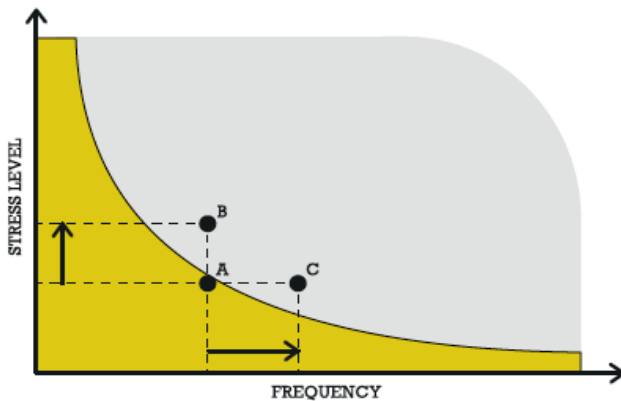


Abbildung 4. Erhöhte Geschwindigkeit verstärkt die Aufprallkraft. Bei einer gegebenen Frequenz nimmt die Belastung zu, indem der Läufer von A „unverletzt“ nach B in den Bereich „verletzt“ bewegt wird. Bei einer gegebenen Geschwindigkeit/Belastung bewegt sich der Läufer mit zunehmender Distanz/Häufigkeit der Belastungszyklen von A „unverletzt“ nach C in den Bereich „verletzt“.

Gemäß dem 2. Newtonschen Gesetz nehmen die Spitzenbremskräfte und die Spitzenwirkkräfte mit der Geschwindigkeit zu (71). Bei einer bestimmten Häufigkeit der Beanspruchung des Gewebes kann eine erhöhte Kraft pro Belastungszyklus die Kapazität des Gewebes überschreiten und zu Überlastungsschäden führen (70). Die in Tabelle 1 dargestellten positiven Assoziationen zwischen Laufintensität und Verletzung belegen dies (12,15,19,22,41). In ähnlicher Weise kann bei einer bestimmten Geschwindigkeit/Belastung eine Erhöhung der Häufigkeit der Belastungszyklen durch eine Erhöhung der Trainingshäufigkeit oder der Laufleistung ebenfalls die Kapazität des Gewebes überschreiten und zu Überlastungsschäden führen. Ein durchgängig positiver Zusammenhang zwischen Trainingshäufigkeit und Laufleistung bestätigt diese Vermutung (12,15,16,26,38,40).

Ermüdung, vorherige Verletzung und anfängliche Fitness.

Eine zu hohe Laufleistung, eine zu hohe Intensität oder ein zu häufiges Training kann zu Ermüdungserscheinungen führen, insbesondere wenn ein Läufer eine schlechte Kondition hat, unerfahren ist oder sich zuvor verletzt hat. Materialermüdung in der Technik ist eine reduzierte Toleranz für eine bestimmte Belastungs-Frequenz-Kombination. Eine verringerte Toleranz kann durch eine Senkung der Verletzungsschwelle dargestellt werden, wie in Abbildung 5 gezeigt, und wird durch die positive Assoziation von Laufleistung, Häufigkeit, Intensität und früheren Verletzungen mit dem Verletzungsrisiko und die negative Assoziation der anfänglichen Fitness mit dem Verletzungsrisiko unterstützt (siehe Tabelle 1).

Alter

Die verringerte Toleranz für bestimmte Belastungs-/Frequenzkombinationen, die für Ermüdung und frühere Verletzungen charakteristisch ist, ist nicht von den Auswirkungen des Alterns zu unterscheiden.

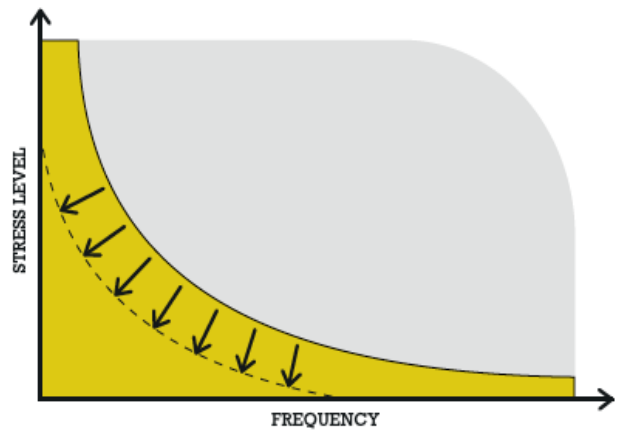


Abbildung 5. Eine verringerte Toleranz für jede Belastungs-Frequenz-Kombination, die aus schlechter Kondition/Ermüdung/Alter resultiert, senkt die Verletzungsschwelle und vergrößert den Bereich der Verletzungsregion.

Die Degeneration von Sehnen und anderen Weichteilen mit zunehmendem Alter ist allgemein bekannt (63,65,68). Der Anstieg der Verletzungsrate (insbesondere der Sehnen der unteren Gliedmaßen) im fortgeschrittenen Alter ist ebenfalls gut dokumentiert (15,18,27,33,64).

Der Verlust der elastischen Funktion in Sehnen hat bedeutende Auswirkungen für älter werdende Läufer. Um eine Überschreitung der Zugbelastbarkeit von versteifenden Sehnen zu vermeiden, müssen Läufer, die älter als 40 Jahre sind, einen Weg finden, um die Belastung, die Frequenz oder die Kombination aus Belastung und Frequenz, die zu einer Ermüdung der Weichteile führen könnte, zu minimieren. Zu den technischen Lösungen gehören eine Verringerung der Geschwindigkeit und/oder eine Änderung der Technik, die das Gangbild in Richtung Gehen/umgekehrtes Pendeln und weg vom federnden Gang, der hohe Anforderungen an die Sehnenelastizität stellt, verändert. Der direkte Vergleich von Kinetik und Kinematik zwischen jungen und älteren Läufern bestätigt, dass beide Lösungen zum Einsatz kommen (72). Die Daten zeigen auch inverse Assoziationen der Spitzenlaufgeschwindigkeit mit dem Alter, geringere vertikale Spitzenkraft und horizontale Antriebskraft, verringerte Knöchelkraft und längere Kontaktzeit (69). Abbildung 6 veranschaulicht die Auswirkung einer längeren Bodenkontaktzeit auf die aktive Spitzenkraft. Aus dem 2. Newtonschen Gesetz ergibt sich, dass der Gesamtimpuls (Kraft-Zeit-Integral) eine geringere Kraft über eine längere Zeit umfasst. Die erhöhte passive Spitzenkraft beim Aufprall ist ein Indiz für ein Rückfußaufprallmuster, das die Beanspruchung der Achillessehne reduziert (73). Erhöhte passive Stoßspitzenkräfte und Belastungsraten vergrößern jedoch das Risiko von Stressfrakturen und Knieverletzungen, sofern sie nicht durch eine Rückfußdämpfung gemildert werden (72). Daher ist die Wahl des Schuhwerks, insbesondere die Dämpfung, ein wichtiger Faktor für Läufer über 40 Jahre. Es ist bekannt, dass die hohen Belastungsraten, die mit der für Läufer über 40 charakteristischen Rückfußstrategie verbunden sind, ohne Schuhdämpfung noch höher sind (54), was die Empfehlung für gepolsterte Schuhe bei Läufern über 40 Jahren weiter unterstreicht. Es hat sich gezeigt, dass ein Laufstil mit Vorfußauftritt passive Aufprallspitzen und Belastungsraten reduziert (54). Es wurde auch vermutet, dass diese Technik, die in minimal gedämpften Schuhen durchgeführt wird, eine Strategie sein könnte, um häufige Laufverletzungen zu reduzieren (74). Für Läufer, die älter als 40 Jahre sind, und aus technischer Sicht ist dies ein untaugliches Konzept.

Die verlängerte Kontaktzeit und das Rückfußauftrittmuster, die für ältere Läufer charakteristisch sind, sind unterstützende Veränderungen in der Gangstrategie, um den Verlust der Elastizität und der Fähigkeit der Sehnen, hohe Belastungen zu absorbieren, zu kompensieren (69).

Die Belastung der Achillessehne und des Sprunggelenks ist beim Vorfußlauf stark erhöht (73,75), was wahrscheinlich zu einer Überlastung der durch das Alter beanspruchten Sehnen führt. Nach technischen Grundsätzen sollten Läufer über 40 Jahre minimalistisches Schuhwerk und Lauftechniken mit Vorfußauftritt vermeiden, um hohe elastische Beanspruchungen von Sehnen mit beeinträchtigten elastischen Eigenschaften zu vermeiden.

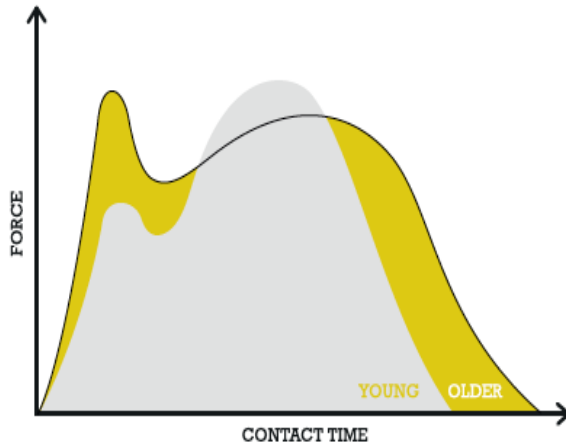


Abbildung 6. Vergleich der durchschnittlichen vertikalen Bodenreaktionskraft zwischen jüngeren und älteren Läufern bei gleicher Geschwindigkeit, übernommen aus (72)

Technik

Die Strategie der Landung mit dem hinteren Fuß, die von den meisten Freizeitläufern angewandt wird und für Läufer über 40 Jahre charakteristisch ist, führt zu einer passiven Aufprallspitze der vertikalen Bodenreaktionskraft, die durch das schnelle Abbremsen eines Teils der Masse des Läufers verursacht wird (54). Die Stärke, mit der diese Kraft absorbiert wird, wurde bei Verletzungen, insbesondere im Kniegelenk, mit einbezogen (55,56). Außerdem ist das Kniegelenk mit 42,1% aller Laufverletzungen die am häufigsten betroffene Körperregion (23,38). Die Intensität der Momente am Knie sind ein wesentlicher Faktor bei Knieverletzungen und Schmerzen (76).

Die Newtonsche Mechanik und die grundlegenden Hebelprinzipien, die die Gelenkmomente bestimmen, geben vor, dass die Größe der Bremskraft und das daraus resultierende Moment am Kniegelenk durch die Landeposition des Fußes relativ zum Knie und zur Hüfte verändert werden kann. Diese relativen Positionen werden als „Overstriding“ bezeichnet und stehen in engem Zusammenhang mit der Schrittlänge. Studien bestätigen, dass die Landung mit gestrecktem Bein die Bremskräfte und die Gelenkmomente in der Sagittalebene am Knie erhöht (77,78) und dass die Reduzierung des Overstriding die Belastung des Kniegelenks senkt (79). Grundlegende Prinzipien von Hebeln und Gelenkmomenten deuten darauf hin, dass die Anwendung einer Technik, die die Schrittlänge und das Overstriding reduziert, das Verletzungsrisiko für das Knie verringern könnte. Die Erhöhung der Schrittfrequenz ist ein technisches Element, das die Schrittlänge und den Übertritt und damit die Belastung und den Druck am Kniegelenk reduziert (80). Der Einfluss der Schrittlänge auf das Kniegelenksmoment ist in Abbildung 7 dargestellt.

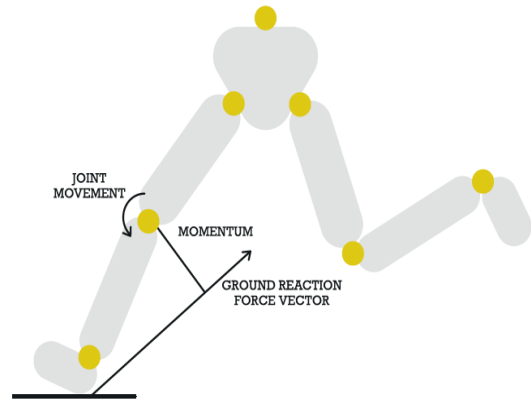


Abbildung 7. Die Auswirkung des Overstriding auf die Richtung des vertikalen Bodenreaktionskraftvektors, die Momentarmlänge und das Kniegelenksmoment.

Fußstruktur und Verletzungsrisiko

Leonardo DaVinci beschrieb den Fuß als Meisterstück der Technik und als Kunstwerk.

Die Aufgabe des Fußes ist es, die Richtung des Körpergewichts zu unterstützen und zu steuern, wenn es während der Standphase der Fortbewegung nach vorne sinkt, was Stabilität voraussetzt (81, 82, 83). Angesichts der Größe der Kräfte, die während der Standphase gesteuert und gelenkt werden müssen, stellt eine instabile Basis ein potenzielles Verletzungsrisiko dar. Wie bereits erwähnt, ist das Knie das am häufigsten verletzte Gelenk bei Läufern. Das Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFPS) ist die häufigste laufbedingte Knieverletzung, dicht gefolgt vom Iliotibial Bandsyndrom (ITBS) (23). Veränderte Hüft- und Kniegelenkbewegungen in der Frontalebene und die Pronation des Fußes während der Standphase des Laufens wurden mit diesen Verletzungstypen in Verbindung gebracht und sind ein Hauptunterschied zwischen verletzten und nicht-verletzten Läufern (84–86). Die Abduktion des Knies, die femorale Innenrotation, die tibiale Außenrotation und die Pronation des Fußes wurden theoretisch mit Verletzungen in einer Population von Patienten mit PFPS in Verbindung gebracht (87). Dies ist wenig überraschend, da das Knie ein Gelenk in der Sagittalebene ist. Interventionen zur Normalisierung/Reduzierung übermäßiger Bewegungen in der Frontalebene am Knie durch Erhöhung der Hüftabduktions- und Außenrotationskraft führen nicht zu einer Verringerung der Spitzenwinkel der Hüft- oder Kniegelenke in der Frontalebene oder der Gelenkbewegungen während der Standphase des Laufens (88–90). Außerdem sind die Assoziationen zwischen der Hüftstabilität und den Hüft- und Kniespitzenwinkeln in der Frontalebene sowie den Gelenkbewegungen beim Laufen und Springen schwach (88,91). In Studien, die das distale Ende der kinetischen Kette untersuchten, wurden Barfuß- und Minimalschuhe sowie Maßnahmen zur Stärkung der Fußmuskulatur eingesetzt, um Surrogatmarker zu reduzieren, die mit Verletzungen am Knie und an anderen Stellen in Verbindung gebracht werden (92,93). Die Verletzungsraten bleiben jedoch unverändert. Obwohl der Fuß die tragende Basis ist, wurde dem Einfluss der Fußstruktur auf die Pronation und die Kniegelenkinematik beim Laufen wenig Aufmerksamkeit geschenkt, und die wenigen Studien, die Zusammenhänge zwischen Metriken der Fußstruktur und dem Verletzungsrisiko beim Laufen untersuchten, kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen (siehe Tabelle 1). Unter Berücksichtigung grundlegender physikalischer Prinzipien legt eine technische Betrachtung nahe, dass eine größere Auflagefläche (d. h. die effektive Fläche des stützenden Fußes), die vorne am breitesten ist, am besten die notwendige Stabilität für die Steuerung und Ausrichtung des Körpergewichts bietet.

Es wurde behauptet, dass Mutter Natur eine Technikerin ist, da die natürliche Selektion die einfachsten Lösungen für funktionale Probleme hervorzubringen scheint (94). Es überrascht nicht, dass Vergleiche zwischen gewohnheitsmäßig unbeschuhten und gewohnheitsmäßig beschuhten Populationen durchweg breitere Füße (besonders im vorderen Bereich) bei unbeschuhten Populationen zeigen, was sich mit den grundlegenden

Prinzipien der Stabilität deckt (95–99). Beobachtungen von Menschen, die gewohnheitsmäßig barfuß laufen, zeigen auch die Vorteile eines breiten Vorfußes in Form einer gleichmäßigeren Druckverteilung über die gesamte plantare Oberfläche des tragenden Fußes beim Gehen (95) und eines reduzierten Spitzendrucks und Druck-Zeit-Integrals unter dem Vorfuß beim Laufen (100). Wenn man bedenkt, dass sich der Druck aus der Kraft geteilt durch die Kontaktfläche ergibt, bestätigen diese

Beobachtungen die natürliche Selektion eines breiten Vorfußes, der eine Stützfunktion hat. Entscheidend für die Vorfußbreite und die Stabilisierungsfunktion des Fußes ist die Stellung und Funktion der Großzehe. Die auffällige Ab spreizung und Abduktion dieses Zehs von den anderen ist charakteristisch für gewohnheitsmäßig barfuß laufende Populationen (95,96,99). Eine größere Dicke und eine abduzierte Position der Großzehe beim Menschen sind evolutionärfunktionelle Anpassungen, die für die Richtungsstabilität bei der bipedalen Fortbewegung sorgen (100). Diese Anpassungen sind wichtig, wenn man bedenkt, dass die Richtung der Bodenreaktionskräfte (und die daraus entstehenden Gelenkmomente) zu Verletzungen führen (101, 102, 103). Die Bedeutung eines breiten und stabilen Vorfußes kann nicht überbewertet werden, da eine Instabilität hier Auswirkungen auf die Struktur des Fußgewölbes und die Fußfunktion im Allgemeinen hat. Das Drehplattenmodell (104) wird allgemein als das genaueste Modell der Fußfunktion angesehen, das die stoßdämpfenden, stabilisierenden und vorwärtstreibenden Eigenschaften des Fußes während des Gangzyklus sowie die Entwicklung von pathologischen hohen starren und flach kollabierten Gewölben erklärt. Die Bogenhöhe wird von der Drehung des Rückfußes am Vorfuß bestimmt (104,105), welche wiederum davon abhängt, wie gut die Muskulatur die Instabilität des Vorfußes kompensieren kann. Ein hohes starres Gewölbe (übermäßig verdrehte Fußplatte) tritt auf, wenn die Muskulatur der unteren Gliedmaßen die Instabilität des Vorfußes kompensiert, wodurch eine Außenrotation der Hüfte, eine Supination des hinteren Fußes auf dem Vorfuß und ein hohes starres Gewölbe entstehen. Die Supination des Rückfußes auf den Vorfuß blockiert das Subtalargelenk und schränkt den Knöchelbereich ein (106). Durch die fehlende Flexibilität von Fuß und Gelenk werden Stöße schlecht absorbiert und Spannungsrisse sowie laterale Knöchelverstauchungen sind häufige Folgen (107). Über Zusammenhänge zwischen Fußgewölbehöhe und Vorfußinstabilität und Verletzungen wurde bereits berichtet (14,27). Mit zunehmendem Alter und/oder zunehmendem Körpergewicht verlieren die Muskeln die Kraft, um die Instabilität des Vorfußes und des Rückfußes auszugleichen, und die gesamte untere kinetische Kette kollabiert nach innen. Mit der Zeit bewirkt diese übermäßige Pronation des Rückfußes auf dem Vorfuß einen Verschleiß der Weichteile des Fußes, was zu einem dysfunktionalen kollabierten/flachen Fußgewölbe (übermäßig verdrehte Fußplatte) und Knieverletzungen führt (107). Eine kürzlich durchgeführte Studie, die eine starke Korrelation des Valguswinkels der Großzehe mit der Pronation und der Kniebewegung in der Frontalebene zeigt (59), und die zuvor berichtete positive Assoziation der Strahlbeinabsenkung mit Laufverletzungen (10) bekräftigen diesen Zusammenhang. Die Instabilität des Vorfußes, bedingt durch eine gequetschte Großzehenstellung (Hallux valgus), ist ein häufiges Leiden, von dem 23 % der 18-60-Jährigen und mehr als 36 % der über 60-Jährigen betroffen sind (108).

Darüber hinaus zeigte eine kürzlich durchgeführte aussagekräftige prospektive Langzeitstudie mit eineiigen Zwillingen, dass die Entwicklung der Erkrankung ausschließlich auf das jahrelange Tragen von engen Schuhen zurückzuführen ist (109). Dass Druckkräfte die Fußstruktur verändern, entspricht dem Wolffschen Gesetz der Knochenanpassung an auferlegte Kräfte (110) und unterstreicht die Bedeutung von Schuhen, die die anatomische Form des menschlichen Fußes berücksichtigen.

Zusammenfassung und Empfehlungen.

Dieser Artikel hat die Prävalenz und das Fehlen einer systematischen Reduktion von laufbedingten Verletzungen und den geringen Konsens über Risikofaktoren für Verletzungen in der wissenschaftlichen Literatur hervorgehoben, trotz jahrzehntelanger Forschung. Als Antwort auf die Vorschläge, dass Laufverletzungen aus einem alternativen konzeptionellen Rahmen heraus betrachtet werden sollten, hat dieser Artikel die Mechanik und die Anforderungen des Laufens aus einer technischen Perspektive analysiert. Basierend auf dieser Ansicht vermuten wir, dass Trainingsfehler, Übergewicht, frühere Verletzungen, mangelnde Kondition/Ermüdung, Alter, Technik und Vorfußstruktur (Vorherrschen von Hallux valgus) Risikofaktoren für Laufverletzungen sind.

Um die Auswirkungen dieser Risikofaktoren zu minimieren, werden die folgenden Lösungen empfohlen:

- Reduzieren Sie überschüssige Körpermasse, bevor Sie mit einem Laufprogramm beginnen.
- Befolgen Sie das Prinzip der progressiven Überlastung.
- Läufer, die älter als 40 Jahre sind, sollten Schuhe mit ausreichender Dämpfung wählen, um sich vor hohen Stoßbelastungen zu schützen, die mit der Rückfußaufttritt-Strategie verbunden sind, die sich mit zunehmendem Alter auf natürliche Weise entwickelt, um alternde Sehnen zu schützen.
- Läufer über 40 sollten minimales Schuhwerk und eine Gangumschulung vermeiden, die auf die Förderung eines Vorfußaufttrittes abzielt.
- Läufer sollten Overstriding vermeiden. Dies lässt sich einfach durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz erreichen.
- Läufer sollten Lauf- und Alltagsschuhe wählen, die der anatomischen Form des menschlichen Fußes gerecht werden, um der Entwicklung einer Vorfußdeformität zu vermeiden und entgegenzuwirken.

Literaturhinweise

1. Forscher BK. Chaos in the Brickyard. *Science*. 1963;142:339.
2. Ramsden J. The Differences between Engineering and Science. *Meas Control*. 2012;45(5):145–6.
3. Menéndez C, Batalla L, Prieto A, Rodríguez MÁ, Crespo I, Olmedillas H. Medial Tibial Stress Syndrome in Novice and Recreational Runners: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2020;17(20).
4. Murr S, Pierce B. How Aging Impacts Runners' Goals of Lifelong Running. *Phys Act Health*. 2019;3(1):71–81.
5. Nigg B, Baltrich J, Hoerzer S, Enders H. Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms 'Preferred movement path' and 'comfort filter'. *Br J Sports Med*. 2015;49:1290–4.
6. Stergiou N. Advice for the novice investigator: Examples taken from movement sciences. Boca Raton, Florida: CRC Press; 2019.
7. Novacheck T. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7:77–95.
8. Bovens A, Janssen G, Vermeer H, Hoerberigs J, Janssen M, Verstappen F. Occurrence of running injuries in adults following a supervised training program. *Int J Sports Med*. 1989;10:5186–90.
9. Buist I, Bredeweg SW, Bessem B, van Mechelen W, Lemmink K a. PM, Diercks RL. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *Br J Sports Med*. 2010 Jun;44(8):598–604.
10. Buist I, Bredeweg S, Lemmink K, van Mechelen W, Diercks R. Predictors of running-related injuries in novice runners enrolled in a systematic training program: a prospective cohort study. *Am J Sports Med*. 2010 Feb;38(2):273–80.
11. Dallinga J, Rijn RV, Stubbe J, Deutekom M. Injury incidence and risk factors: a cohort study of 706 8-km or 16-km recreational runners. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2019 Mar 1;5(1):e000489.
12. Jacobs S, Berson B. Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. *Am J Sports Med*. 1986;14:151–5.
13. Jakobsen BW, Krøner K, Schmidt SA, Kjeldsen A. Prevention of injuries in long-distance runners. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 1994;2(4):245–9.
14. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med*. 2004 Oct;38(5):576–80.
15. Lysholm J, Wiklander J. Injuries in runners. *Am J Sports Med*. 1987;15:168–71.
16. Macera CA, Pate RR, Powell KE, Jackson KL, Kendrick JS, Craven TE. Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Arch Intern Med*. 1989 Nov;149(11):2565–8.
17. Malisoux L, Nielsen RO, Urhausen A, Theisen D. A step towards understanding the mechanisms of running-related injuries. *J Sci Med Sport*. 2015 Sep 1;18(5):523–8.
18. McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. 2006 Mar;16(2):149–54.
19. Pollock M, Gettman L, Milesis C, Bah M, Durstine L, Johnson R. Effects of frequency and duration of training on attrition and incidence of injury. *Med Sci Sports Exerc*. 1977;9:31–6.
20. Rauh MJ, Koepsell TD, Rivara FP, Margherita AJ, Rice SG. Epidemiology of musculoskeletal injuries among high school cross-country runners. *Am J Epidemiol*. 2006;163(2):151–9.
21. Richardson A, Clarsen B, Verhagen E a. LM, Stubbe JH. High prevalence of self-reported injuries and illnesses in talented female athletes. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2017;3(1):e000199.
22. Satterthwaite P, Norton R, Larmer P, Robinson E. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. *Br J Sports Med*. 1999;33:22–6.
23. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run 'In Training' clinics. *Br J Sports Med*. 2003;37(3):239–44.
24. Van Middelkoop M, Kolkman J, Van Ochten J, Bierma-Zeinstra SMA, Koes B. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scand J Med Sci Sports*. 2008;18(2):140–4.
25. van Poppel D, Scholten-Peeters GGM, van Middelkoop M, Koes BW, Verhagen AP. Risk models for lower extremity injuries among short- and long distance runners: A prospective cohort study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2018;36:48–53.
26. Walter S, Hart L, McIntosh J, Sutton J. The Ontario cohort study of running related injuries. *Arch Intern Med*. 1989;149:2561–4.
27. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. 1998;8(3):187–94.
28. van Mechelen W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med*. 1992;14:320–35.
29. Buist I, Bredeweg S, Lemmink K. The GRONORUN study: is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? *BMC Musculoskelet Disord*. 2007;8:1–8.
30. Bahr R. No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in sports. *Br J Sports Med*. 2009;43(13):966–72.
31. Clarsen B, Bahr R. Matching the choice of injury/illness definition to study setting, purpose and design: one size does not fit all! *Br J Sports Med*. 2014;48(7):510–2.
32. Brown C. Common injuries from running. In: *Current diagnosis and treatment: Rheumatology*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill; 2013.
33. James S, Bates B, Ostermig L. Injuries to runners. *Am J Sports Med*. 1978;6:40–50.
34. Britton BJ, Evans JG, Potter JM. Does the fly matter? The CRACKPOT study in evidence based trout fishing. *BMJ*. 1998;317(7174):1678–80.
35. Smith, Pell. Parachute use to prevent death and major trauma related to gravitational challenge: a systematic review of randomised controlled trials. *Br Med J*. 2003;327:1459–61.
36. Mullen EJ, Streiner DL. The Evidence For and Against Evidence-Based Practice. *Brief Treat Crisis Interv*. 2004;4(2):111–21.
37. Straus SE, McAlister FA. Evidence-based medicine: a commentary on common criticisms. *Can Med Assoc J*. 2000;163(7):837–41.
38. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007;41(8):469–80; discussion 480.

39. van der Worp MP, ten Haaf DSM, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MWG, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PLoS One*. 2015;10(2):e0114937.
40. van Poppel D, Scholten-Peeters GGM, van Middelkoop M, Verhagen AP. Prevalence, incidence and course of lower extremity injuries in runners during a 12-month follow-up period. *Scand J Med Sci Sports*. 2014;24(6):943–9.
41. van Poppel D, de Koning J, Verhagen AP, Scholten-Peeters GGM. Risk factors for lower extremity injuries among half marathon and marathon runners of the Lage Landen Marathon Eindhoven 2012: A prospective cohort study in the Netherlands. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(2):226–34.
42. van Poppel D, van der Worp M, Slabbekoorn A, van den Heuvel SSP, van Middelkoop M, Koes BW, et al. Risk factors for overuse injuries in short- and long-distance running: A systematic review. *J Sport Health Sci*. 2020;10:14–28.
43. Hulme A, Finch C. The epistemic basis of distance running injury research: A historical perspective. *J Sport Health Sci*. 2016;5:172–5.
44. Platt JR. Strong Inference. *Science*. 1964;146(3642):347–53.
45. Popper K. *The Logic of Scientific Discovery*. New York: Basic Books; 1959.
46. Wilson E. *Consilience: The unity of knowledge*. New York: Vintage Books; 1999.
47. Kram R, Domingo A, Ferris DP. Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *J Exp Biol*. 1997;200(4):821–6.
48. Raynor AJ, Yi CJ, Abernethy B, Jong QJ. Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Hum Mov Sci*. 2002;21(5–6):785–805.
49. Turvey MT, Holt KG, Lafiandra ME, Fonseca ST. Can the Transitions To and From Running and the Metabolic Cost of Running Be Determined From the Kinetic Energy of Running? *J Mot Behav*. 1999;31(3):265–78.
50. Hreljac A, Imamura RT, Escamilla RF, Edwards WB, MacLeod T. The relationship between joint kinetic factors and the walk-run gait transition speed during human locomotion. *J Appl Biomech*. 2008 May;24(2):149–57.
51. Prilutsky BI, Gregor RJ. Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp Biol*. 2001;204(13):2277–87.
52. Srinivasan M, Ruina A. Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running. *Nature*. 2006;439(7072):72–5.
53. Kerr B, Beauchamp L, Fisher V, Neil R. Footstrike patterns in distance running. In: *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces*. Calgary: University Printing; 1983. p. 135–42.
54. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531–5.
55. Bowser BJ, Fellin R, Milner CE, Pohl MB, Davis IS. Reducing Impact Loading in Runners: A One-Year Follow-up. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(12):2500–6.
56. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin Biomech*. 2011;26(1):23–8.
57. Winter DA. Moments of force and mechanical power in jogging. *J Biomech*. 1983;16(1):91–7.
58. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The Effect of Running Shoes on Lower Extremity Joint Torques. *PM&R*. 2009;1(12):1058–63.
59. Stoneham R, Barry G, Saxby L, Wilkinson M. The influence of great toe valgus on pronation and frontal plane knee motion during running. *Foot Ankle Online J*. 2020;13(1):6.
60. Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*. 2004;432(7015):345–52.
61. Lieberman DE. What We Can Learn About Running from Barefoot Running: An Evolutionary Medical Perspective. *Exerc Sport Sci Rev*. 2012;40(2):63–72.
62. Wainwright SA, Biggs WD, Currey JD, Gosline JM. *Mechanical Design in Organisms*. Princeton, New Jersey: Princeton University Press; 1976.
63. McCarthy MM, Hannafin JA. The Mature Athlete: Ageing Tendon and Ligament. *Sports Health*. 2014;6(1):41–8.
64. Teitz CC, Garrett WE, Miniaci A, Lee MH, Mann RA. Tendon problems in athletic individuals. *Instr Course Lect*. 1997;46:569–82.
65. Robi K, Jakob N, Matevz K, Matjaz V. The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes. *Curr Issues Sports Exerc Med*. 2013; Available from: <https://www.intechopen.com/books/current-issues-in-sports-and-exercise-medicine/the-physiology-of-sports-injuries-and-repair-processes>
66. Fletcher JR, MacIntosh BR. Changes in Achilles tendon stiffness and energy cost following a prolonged run in trained distance runners. *PLOS ONE*. 2018;13(8):e0202026.
67. Frankewycz B, Penz A, Weber J, da Silva NP, Freimoser F, Bell R, et al. Achilles tendon elastic properties remain decreased in long term after rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26(7):2080–7.
68. Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, Finni T. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. 2012;113(10):1537–44.
69. Devita P, Fellin RE, Seay JF, Ip E, Stavro N, Messier SP. The Relationships between Age and Running Biomechanics. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(1):98–106.
70. Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):845–9.
71. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech*. 1996;11(5):253–9.
72. Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(7):1167–75.
73. Lyght M, Nockerts M, Kernozek TW, Ragan R. Effects of Foot Strike and Step Frequency on Achilles Tendon Stress During Running. *J Appl Biomech*. 2016;32(4):365–72.
74. Davis IS, Rice HM, Wearing SC. Why forefoot striking in minimal shoes might positively change the course of running injuries. *J Sport Health Sci*. 2017;6(2):154–61.
75. Almonroeder T, Willson JD, Kernozek TW. The Effect of Foot Strike Pattern on Achilles Tendon Load During Running. *Ann Biomed Eng*. 2013;41(8):1758–66.
76. Bonacci J, Vicenzino B, Spraford W, Collins P. Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running. *Br J Sports Med*. 2014;48(6):425–8.

77. Lieberman DE, Warriner A, Wang J, Castillo E. 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*. 2015;218(21):3406–14.
78. Stoneham, Barry G, Waters L, Saxby L, Wilkinson M. Differences in stride length and lower limb moments of recreational runners during over-ground running while barefoot, in minimalist and in maximalist running shoes. *Footwear Sci*. 2021; <https://doi.org/10.1080/19424280.2021.1878285>
79. Firminger CR, Edwards W. The influence of minimalist footwear and stride length reduction on lower-extremity running mechanics and cumulative loading. *J Sci Med Sport*. 2016;19(12):975–9.
80. Bonacci J, Hall M, Fox A, Saunders N, Shipsides T, Vicenzino B. The influence of cadence and shoes on patellofemoral joint kinetics in runners with patellofemoral pain. *J Sci Med Sport*. 2018;21(6):574–8.
81. Mann R, Inman VT. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *J Bone Joint Surg Am*. 1964;46:469–81.
82. Reeser LA, Susman RL, Stern JT. Electromyographic studies of the human foot: experimental approaches to hominid evolution. *Foot Ankle*. 1983;3(6):391–407.
83. Rolian C, Lieberman DE, Hamill J, Scott JW, Werbel W. Walking, running and the evolution of short toes in humans. *J Exp Biol*. 2009;212(Pt 5):713–21.
84. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão AFV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(9):1747–55.
85. Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VMY, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med*. 2006;34(11):1844–51.
86. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1987;9(4):160–5.
87. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):639–46.
88. Ferber R, Kendall KD, Farr L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train*. 2011;46(2):142–9.
89. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech*. 2009;24(1):26–34.
90. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(9):625–32.
91. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(8):448–56.
92. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med*. 2015;49(5):290.
93. Sinclair J. Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. *Clin Biomech*. 2014;29(4):395–9.
94. Schmitt S, Haeufle DFB, Blickhan R, Günther M. Nature as an engineer: one simple concept of a bio-inspired functional artificial muscle. *Bioinspir Biomim*. 2012;7(3):036022.
95. D'Août K, Pataky TC, Clercq DD, Aerts P. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Sci*. 2009;1(2):81–94.
96. Hoffmann P. Conclusions drawn from a comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples. *JBSJ*. 1905;2-3(2):105–36.
97. Morioka M, Miura T, Kimura K. Morphological and functional changes of feet and toes of Japanese forestry workers. *J Hum Ergol*. 1974;3(1):87–94.
98. Shine IB. Incidence of hallux valgus in a partially shoe-wearing community. *Br Med J*. 1965;1(5451):1648–50.
99. Shu Y, Mei Q, Fernandez J, Li Z, Feng N, Gu Y. Foot Morphological Difference between Habitually Shod and Unshod Runners. *PLoS One*. 2015;10(7):e0131385.
100. Mei Q, Fernandez J, Fu W, Feng N, Gu Y. A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference. *Hum Mov Sci*. 2015;42:38–53.
101. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1980;8(5):345–50.
102. Mann R, Hagy J. The function of the toes in walking, jogging and running. *Clin Orthop*. 1979;142:24–9.
103. Shu Y, Zhang Y, Fu L, Fekete G, Baker JS, Li J, et al. Dynamic loading and kinematics analysis of vertical jump based on different forefoot morphology. *SpringerPlus*. 2016;5(1).
104. MacConaill MA. The postural mechanism of the human foot. *Proc R Ir Acad [B]*. 1945;50:265–78.
105. Sarrafian SK. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot Ankle*. 1987;8(1):4–18.
106. Manoli A, Graham B. Clinical and new aspects of the subtle cavus foot: a review of an additional twelve year experience. *Fuss Sprunggelenk*. 2018;16:3–29.
107. Williams DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech*. 2001;16:314–47.
108. Nix S, Smith M, Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*. 2010;3:21.
109. Munteanu SE, Menz HB, Wark JD, Christie JJ, Scurrah KJ, Bui M, et al. Hallux Valgus, By Nature or Nurture? A Twin Study. *Arthritis Care Res*. 2017;69(9):1421–8.
110. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: A Hirschwald; 1892.