

Der Einfluss von unterschiedlichen Laufschuhtechnologien auf die Belastung der unteren Extremität beim Laufen und das Risiko von Laufverletzungen

Gert-Peter Brüggemann¹, Sebastian Rehorst¹, Eva Hirschhäuser¹, Tanja Esser², Norbert Hensen³

¹ Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland

² Institut für Funktionelle Diagnostik, Köln, Deutschland

³ LÄUFT. Das Magazin von Laufen.de

The influence of different technologies of running shoes on the musculoskeletal loading in running and injury outcomes in recreational runners

Gert-Peter Brüggemann¹, Sebastian Rehorst¹, Eva Hirschhäuser¹, Tanja Esser², Norbert Hensen³

¹ Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sport University Cologne, Germany

² Institute of Funktionale Diagnostik, Cologne, Germany

³ LÄUFT. Das Magazin von Laufen.de

Der Einfluss von unterschiedlichen Laufschuhtechnologien auf die Belastung der unteren Extremität beim Laufen und das Risiko von Laufverletzungen

Abstract:

Biomechanische Untersuchungen an 38 Läuferinnen und Läufer bei Verwendung der vier Sohlentechnologien von Laufschuhen ((1) Neutrale, dämpfende Laufschuhe (N_LS), (2) Stützende Laufschuhe (S_LS), (3) Laufschuhe mit dicken Mittelsohlen (Maximalist) und longitudinal mit Karbon-Platten versteifte (M_LS), und (4) Laufschuhe mit U-förmiger, zweifach gerundeter, weich dämpfender Mittelsohlenkonstruktion (U_LS)) demonstrieren einen Einfluss der Sohlentechnologie auf die Kinetik der unteren Extremität beim Laufen. Die externen Drehmomente an Knie-, Sprung- und Hüftgelenk und damit die biomechanische Belastung von Fuß, Sprunggelenk, Kniegelenk sowie der Achillessehne, der Muskel-Sehnen-Einheit des Trizeps surae und der Quadrizeps- und Patellasehne zeigen signifikante Unterschiede zwischen den vier Laufschuhtechnologien. Die Daten lassen keine Unterschiede zwischen N_LS und S_LS nachweisen, finden dagegen eine signifikante Vergrößerung der Belastungsvariablen an Knie und Sprunggelenk bei M_LS sowie eine signifikante Reduktion der Belastungen bei U_LS. Eine 12-monatige kontrollierte, standardisierte und randomisierte Beobachtungsstudie an 1697 Freizeitläufern, die über 12 Monate eine der vier Laufschuhtechnologien bei mindestens 75% ihrer Läufe nutzten, findet einen signifikanten Einfluss von Laufschuhtechnologien auf das Risiko von Laufverletzungen. Während Laufschuhe der Kategorien N_LS (neutral) und S_LS (stützend) keinen Unterschied bei der Entwicklung von Laufverletzungen zeigen, erhöhen Laufschuhe der Kategorie M_LS das Risiko und Laufschuhe mit der Technologie U_LS erniedrigen das Risiko, eine Laufverletzung im Beobachtungszeitraum zu entwickeln. Andere Risikofaktoren wie Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht, BMI, Trainingsumfang, Laufgeschwindigkeit und Lauferfahrung, sowie Fußmorphologie und Beinachse zeigen nachrangige Bedeutung bei der Entwicklung von Laufverletzungen im Beobachtungszeitraum. Sohlentechnologien von Laufschuhen liefern damit einen Zugang, das Risiko von Lauf assoziierten Verletzungen und insbesondere von Beschwerden und Verletzungen des Kniegelenks und der Achillessehne zu erklären und letztlich zu steuern.

Keywords: Laufen, muskuloskelettalen Belastung, Laufverletzungen, Achillessehne, Kniegelenk

The influence of different technologies of running shoes on the musculoskeletal loading in running and injury outcomes in recreational runners

Abstract:

The biomechanical study of 38 male and female recreational runners demonstrates the relationship between the four most frequently used footwear technologies and the biomechanical loading of the lower extremities in running. Running in the four midsole technologies (1. neutral, cushioning running shoes (N_LS), 2. support, motion control running shoes (S_LS), 3. maximalist, carbon-fiber plate running shoes (M_LS), and 4. running shoes with a U-shaped midsole construction and highly cushioning foam (U_LS)) indicates a strong impact of the midsole technology on the kinetics of the lower extremities. Midsole construction and material of the four running shoe categories systematically modulate the joint moments at the foot, the ankle joint, and the knee joint and thus the mechanical loading of the biological structures of the lower extremities in every step when running. The data demonstrate no significant differences in running kinetics between N_LS and S_LS, while M_LS increase and U_LS decrease ankle joint and knee joint loading during the stance phase.

A 12-months standardized and randomized intervention trial surveyed 1697 recreational runners who used one of the four dedicated running shoe categories in more than 75% of their runs. The results demonstrate a strong relation between the development of running-associated injuries in general and knee and Achilles tendon problems in particular and the footwear categories. While neutral and support running shoes show no significant differences in the development of running-related injuries, M_LS increase and U_LS decrease this risk, especially the occurrence of knee pain. Other risk factors, like age, gender, BMI, running distance, average speed, surface as well as foot morphology and leg axis, only have a minor effect on the development of running-related injuries in the 12-months survey. Running shoe midsole technologies provide access to a sophisticated causal explanation of overload injuries of biological structures of the lower extremity during running and the resulting running-related injuries.

Keywords: Running shoes, musculoskeletal loading, running-related injuries, Achilles tendon overuse, knee joint injuries

1. Einführung

Mit dem Lauf Boom in den 1970ern war die Entwicklung technischer Laufschuhe primär auf die Verringerung des Risikos von Überlastungsverletzungen ausgerichtet [1]. Die Paradigmen der Impact-Dämpfung und der Pronationskontrolle bestimmten maßgeblich die technische Entwicklung der neutralen, dämpfenden Schuhe und der stützenden Laufschuhe mit Mittelsohlen aus verschiedenen harten Materialien oder mit medialen Stützelementen. Beide Paradigmen und die daraus abgeleiteten technischen Konzepte scheiterten [2,3,4,5], sodass in mehr als 40 Jahren keine Veränderung in der Häufigkeit von Lauf-assoziierte Verletzungen (LV) berichtet werden konnte [6,7,8]. Ein aktueller *Cochrane* Report zu Systematischen Reviews und Meta-Analysen („Runnings shoes for preventing lower limb running injuries“) findet keine, geringe oder sogar widersprüchliche Evidenz von neutralen, gedämpften oder gestützten Schuhen als Faktor für die Entwicklung oder die Vermeidung von Laufverletzungen [9].

Um 2010 wechselte die Industrie den Focus, konzentrierte sich auf die Verbesserung der Leistung des Läufers und verspricht bei Nutzung der neuen Technologien eine Leistungsverbesserung. Die neue Mittelsohlen Technologie besteht aus einer dicken (35 bis 45 mm) Mittelsohle aus weichem, elastischem Schaum mit hoher Rückstellkraft oder Energierückgabe. Die Laufsohle ist zudem im Sinne einer Rockersohle konvex gestaltet, um das Abrollen zu erleichtern. In die dicke Mittelsohle sind versteifenden Elemente (Karbon-Platten) integriert, die die longitudinale Steifigkeit der Sohle vergrößern. Die biomechanischen Effekte und die physiologischen Vorteile im Sinne einer Verbesserung der Laufökonomie konnten eindrucksvoll bei trainierten Läufern mit bis zu 4% geringerem Sauerstoffverbrauch gezeigt werden [10]. Auch die verbesserten Rekorde von allen auf den längeren Distanzen sprechen für die Effizienz der neuen Technologie [11]. Die beschriebenen Schuhe werden in der Praxis als „Superschuhe“ oder auch „Maximalist“ Schuhe bezeichnet. Solche „Superschuhe“ werden mittlerweile von allen großen Laufschuhherstellern angeboten. Während das Potential der Leistungsverbesserung durch „Superschuhe“ offensichtlich ist [11,12], bleibt die Frage einer Belastungserhöhung und Erhöhung des Verletzungsrisikos offen. Erste Arbeiten und praktische Erfahrungen verweisen auf ein Risiko der repetitiven Überbelastung knöcherner Strukturen und Weichteile hin [13].

Das Paradigma der Verletzungsprävention wurde 2018 mit der Entwicklung einer U-förmigen, zweifach gerundeten Mittelsohle aus weichem elastischem Material wieder aufgegriffen. Die sog. U-TECH Technologie (U_LS) beansprucht, die Drehmomente an Knie- und Sprunggelenk in der Frontalebene und der Transversalebene durch Kontrolle des Kraftangriffspunktes zu reduzieren, damit die Belastung des Kniegelenks in jeder Standphase beim Laufen zu verringern sowie die Belastung der Achillessehne durch die Kontrolle des Weges des Kraftangriffspunktes zu modulieren.

Damit finden sich aktuell vier Laufschuhtechnologien auf dem Markt:

- (1) Neutrale, gedämpfte Laufschuhe (N_LS),
- (2) Gestützte (stützende) Laufschuhe (S_LS),
- (3) „Maximalist“ Laufschuhe mit dicken, konvex gebogenen Sohlen und longitudinaler Versteifung (z.T. mit Carbon Platten) (M_LS),
- (4) Weich gedämpfte Laufschuhe mit U-förmiger Mittelsohlenkonstruktion (U_LS).

Der vorliegende Artikel widmet sich zunächst dem möglichen Einfluss der vier Laufschuh-Technologien auf die Belastungen der Gelenke, Sehnen und Muskeln der unteren Extremität. Die primäre Betrachtung der an den Gelenken wirkenden Kräfte und Drehmomente ist damit begründet, dass nur

Kräfte und Drehmomente ursächlich zu Überbelastung und damit zur Schädigung biologischer Strukturen führen können. Der zweite Teil des Artikels berichtet von einer 12-monatigen kontrollierte Tragestudie mit vier Kohorten, die randomisiert eine der vier Laufschuh-Technologien gelaufen sind und Training sowie Laufverletzungen über ein Jahr dokumentiert haben.

Letztlich wird den Fragen nachgegangen werden, ob (1) die vier Laufschuhtechnologien die Belastung der unteren Extremität beim Laufen beeinflussen, und ob (2) sich eine mögliche Belastungsvariation durch Schuhtechnologie in der Entwicklung von Laufverletzungen niederschlägt.

2. Die Biomechanik von Freizeitläufern in vier unterschiedlichen Laufschuhtechnologien: Eine randomisierte interventionelle biomechanische Untersuchung

2.1 Einleitung

Während die traditionellen Kategorien (N_S: neutrale, dämpfende Laufschuhe, S_LS: stützende, Bewegungs-kontrollierende Laufschuhe) das Konzept der Verletzungsvermeidung verfolgen, sind die „Maximalist“ Laufschuhe (M_LS) eindeutig auf Leistungssteigerung durch Verbesserung der Laufökonomie ausgelegt. U_LS verfolgen das Ziel der Belastungsreduktion und Risikoreduktion von Laufverletzungen. Die biomechanische Wirksamkeit der vier konkurrierenden Schuhtechnologien wurde nach unserem Wissen bis heute nicht systematisch experimentell untersucht.

Gegenstand der vorliegenden Studie ist, die muskuloskelettalen Belastungen der unteren Extremität beim Laufen mit den vier konkurrierenden Laufschuhtechnologien zu analysieren [17,18], die biomechanischen Belastungsvariablen von Fuß, Sprunggelenk, Knie und Hüftgelenk zu quantifizieren und zwischen den Schuhtechnologien zu vergleichen.

Damit berichten wir von einer randomisierten biomechanischen Interventionsstudie mit Schuhen der vier Technologiegruppen N_LS, S_LS, M_LS und U_LS. Als Repräsentanten der Technologien werden bei Freizeitläufern beliebte und häufig getragene Schuhe der entsprechenden Kategorie für das biomechanische Experiment gewählt.

2.2. Material und Methoden

Studienteilnehmer

38 Probanden (17 Frauen, 21 Männer) (Alter: $46,2 \pm 9,6$ Jahre, BMI: $23,5 \pm 2,8$ kg/m²) wurden für die biomechanische Interventionsstudie rekrutiert. Die Studienteilnehmer können mit regelmäßigem Lauftraining, mehrjähriger Lauferfahrung und einer wöchentlichen Laufdistanz von 15 bis 30 km als „geübte oder ambitionierte Freizeitläufer“ eingestuft werden. Alle Probanden waren orthopädisch und neurologisch unauffällig. Vor der Teilnahme unterzeichneten alle Probanden eine Einverständnis- und Datenschutzerklärung.

Schuhbedingungen

Alle Probanden absolvierten in randomisierter Reihenfolge Lauftests in vier Laufschuhen, die die vier Laufschuhkategorien N_LS, S_LS, M_LS und U_LS repräsentierten. Studienteilnehmer und Untersuchungsleiter waren nicht explizit über die verschiedenen Technologien und deren

hypothetische Wirkungsweise informiert. Die bei den Repräsentanten verwendeten Schäume der Mittelsohlen sind aus den Kategorien der Thermoplaste und Elastomere mit ähnlichen Materialeigenschaften. Die technischen Details finden sich in Tabelle 1.

Tabelle 1: Testschuhe/Repräsentanten der vier Laufschuhkategorien N_LS (neutral), S_LS (stützend), M_LS (Maximalist, dicke, konvexe Rockersohlen), U_LS (U-förmige Sohlenkonstruktion aus weich elastischem Schaum).

Kategorie	Repräsentant		Sohlenhöhe ¹ hinten/vorne	Energiedissipation ²	Energieverlust ³
	Modell	Marke			
N_LS	Glycerin 15	Brooks	20 mm/10 mm	ca. 5 joule	ca.30%
S_LS	Adrenalin 18	Brooks	20 mm/10 mm	ca. 4 joule	ca.30 %
M_LS	Clifton 8	Hoka one one	40 mm/30 mm	ca. 11 joule	20-25%
U_LS	Nevos 1	True Motion	30 mm/20 mm	ca. 10 joule	20-25%

¹ Bei Mustergröße US 9,5, unbelastet. ² Dissipation elastischer Energie bei Einleitung von einer lauftypischen Kompressionskraft von 2 kN in die Mittelsohle mittels Materialprüfmaschine. ³ Energieverlust bei der Rückführung gespeicherter Energie nach Kompression der Mittelsohle mit 2 kN.

Experimenteller Aufbau und Protokoll

Nach einem 5-minütigen Einlaufen liefen die Probanden in individueller Trainingsgeschwindigkeit (10–11,5 km/h) auf einer 30 m langen Laufstrecke, in die zwei 6-Komponenten-Kraftmessplattformen (AMTI, 600x900 mm) eingelassen sind. Die individuelle Laufgeschwindigkeit wurde mit Lichtschranken kontrolliert und mit einer Abweichung von $\pm 0,2$ m/s bei allen Schuhbedingungen individuell konstant gehalten. Zehn Läufe pro Bein und Schuhbedingung wurden gemittelt.

Vierzehn Infrarotkameras (Qualisys) erfassten die Läufer mit einer Bildwechselfrequenz von 200 Hz. Vierzig retroreflektierende sphärische Marker wurden an anatomischen Landmarken und als Cluster auf Ober- und Unterschenkel aufgebracht. Die beiden in Laufbahn integrierte 6-Komponenten-Kraftmessplattformen (AMTI) erlaubten die Messung der 3 Komponenten der Bodenreaktionskraft (x, y, z) und der Lage des Kraftangriffspunktes mit einer Abtastrate von 2.000 Hz. Mittels invers dynamischer Modellierung konnten der externen Drehmomente an Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk in allen drei Gelenk- und Raumebenen berechnet werden.

Statistik

Für die statistische Analyse wurden für alle Variablen Mittelwerte und Standardabweichungen (MW \pm SD) berechnet. Für den Vergleich der Schuhbedingungen wurde die Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung angewandt. Für den paarweisen Vergleich zwischen den Mittelsohlen nutzten wir Bonferroni korrigierte gepaarte t-Tests.

2.3. Ergebnisse

Das Plantarflexionsmoment (PFM) am Sprunggelenk beschreibt die Belastung der Achillessehne und der Muskel-Sehnen-Einheit (MSE) des Triceps surae (TS). Die maximale Belastung der Achillessehne wird durch Laufschuhe signifikant ($p < 0,05$) und der Impuls der Achillessehnenkraft hoch signifikant ($p = 0,01$) beeinflusst. Die geringsten Belastungen der MSE des TS finden sich bei M_LS ($0,23 \pm 0,03$ Nms/kg), gefolgt von U_LS ($0,26 \pm 0,04$ Nms/kg).

Tabelle 2: Belastung von Sprung (SG)- und Kniegelenk (KG) in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bei den vier Schuhtechnologien beim Laufen mit einer Geschwindigkeit von 3,0 m/s.

		Laufschuhtechnologie				
		N_LS	S_LS	M_LS	U_LS	HE
Variable	Einheit	MW ± SD	MW ± SD	MW ± SD	MW ± SD	p
SG: Max. PFM	Nm/kg	2,237±0,278	2,241±0,236	1,995±0,318*	2,111±0,235*#	0,048
SG: Imp. PFM	Nms/kg	0,283±0,036	0,278±0,032	0,228±0,034*	0,262±0,041*#	0,011
KG: Max. KEM	Nm/kg	2,866±0,429	2,862±0,423	3,224±0,549*	2,804±0,461#	0,015
KG: Imp. KEM	Nms/kg	0,328±0,058	0,326±0,065	0,332±0,06	0,314±0,063*#	0,045
KG: Max. KAM	Nm/kg	0,704±0,364	0,719±0,311	0,733±0,310*	0,655±0,279*#	0,011
KG: Imp. KAM	Nms/kg	0,095±0,057	0,095±0,049	0,087±0,049*	0,051±0,037*#	0,001
KG: Max. KRM	Nm/kg	0,171±0,066	0,178±0,067	0,173±0,066	0,164±0,063*#	0,045
KG: Imp. KRM	Nms/kg	0,095±0,057	0,094±0,049	0,085±0,049*	0,055±0,027*#	0,001

SG: Sprunggelenk, KG: Kniegelenk, PFM: Plantarflexionsmoment, KEM: Knie Extensionsmoment, KAM: Knie Adduktionsmoment, KRM: Knie Innenrotationsmoment, Max.: Maximum, Imp.: Impuls, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, HE: Haupteffekt (p), * Wert signifikant (p<0,05) unterschiedlich von N_LS, # Wert signifikant (p<0,05) unterschiedlich von M_LS.

Das maximale Flexionsmoment am Knie (KFM), dem Belastungsindikator für die MSE des Quadrizeps, der Quadrizeps- und der Patellarsehne sowie des patellofemorales Gelenks, wie auch der Impuls des Gelenkmomentes wird signifikant (p=0,015) durch Laufschuhtechnologien beeinflusst. Der Schuh M_LS mit Rockertechnologie erhöht die Kniebelastungen gegenüber allen anderen Sohlentechnologien (+15% zu U_LS).

Die Risikovariablen der Belastung des Kniegelenks (externes Adduktionsmoment (KAM), internes Rotationsmoment (KRM) [23,24] zeigen sich hoch signifikant von der Schuhtechnologie beeinflusst. Die geringsten Werte von KAM und dem Impuls des KAM beobachten wir bei U_LS (KAM: 0,65±0,27 Nm/kg; Impuls KAM: 0,05±0,03 Nms/kg) und größten Ausprägungen bei M_LS (KAM: 0,73±0,31 Nm/kg; Impuls KAM: 0,08±0,04 Nms/kg). Die KRM-Variablen lassen die Sohlentechnologien signifikant unterscheiden (p<0,05), mit größten Ausprägungen der Belastungsparameter bei S_LS und niedrigsten bei U_LS. Die Sohlentechnologie U_LS reduziert das KRM gegenüber allen anderen Schuhen um mindestens 5% und den Impuls des KRM um ≥40%.

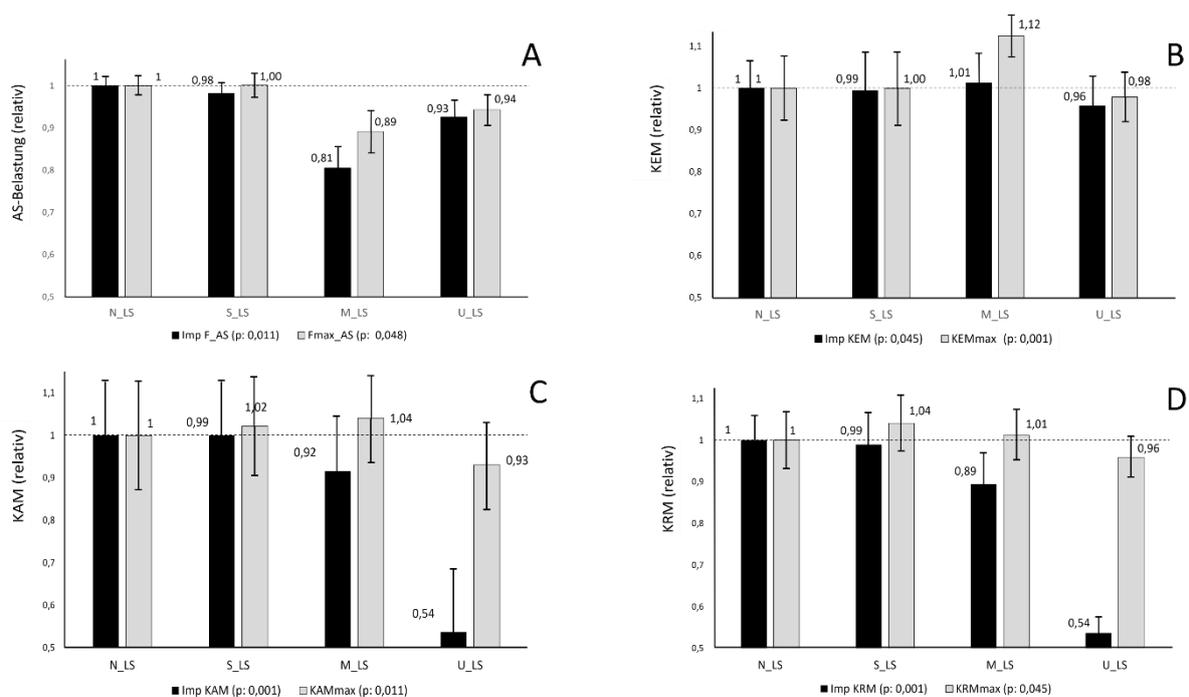


Abbildung 1: Relative Belastungen von Achillessehne (AS) und Knie (normalisiert auf die Belastungen bei N_LS). Dargestellt sind Mittelwerte und Standardabweichungen von Impuls (schwarz) und Maximum (grau).

A: Achillessehne, B: Knie Extensionsmoment, C: Knie Adduktionsmoment, D: Knie Rotationsmoment.

Die Analyse der (negativen und positiven) Gelenkarbeit findet am Sprunggelenk einem signifikanten Haupteffekt ($p=0,005$) der vier untersuchten Schuhtechnologien mit dem geringsten Arbeitsaufwand bei Kategorie M_LS ($0,77\pm 0,10$ J/kg) und der größten Gelenkarbeit bei S_LS ($0,94\pm 0,08$ J/kg;). Auch am Kniegelenk zeigt sich ein signifikanter Haupteffekt der vier Schuhtechnologien bei der Gelenkarbeit ($p<0,05$). Am Knie muss beim Laufen mit Schuhen der Kategorien N_LS 5%, mit S_LS 5,5% und mit M_LS 6,5% signifikant mehr Gelenkarbeit als mit U_LS verrichtet werden.

Tabelle 3: Gelenkarbeit an Sprung (SG)-, Knie (KG)- und Hüftgelenk (HG) bei den vier Schuhtechnologien beim Laufen mit einer Geschwindigkeit von 3,0 m/s.

		Laufschuhtechnologie				
		N_LS	S_LS	M_LS	U_LS	HE
Variable	Einheit	MW±SD	MW±SD	MW±SD	MW±SD	p
SG: Negative Arbeit	J/kg	0,420±0,083	0,431±0,079	0,371±0,086*	0,395±0,079*	0,008
SG: Positive Arbeit	J/kg	0,496±0,083	0,513±0,084	0,404±0,117*	0,474±0,084*#	0,002
KG: Negative Arbeit	J/kg	0,632±0,167	0,634±0,162	0,608±0,219*	0,593±0,177*#	0,010
KG: Positive Arbeit	J/kg	0,447±0,127	0,456±0,129	0,489±0,124*	0,432±0,137*#	0,009
HG: Negative Arbeit	J/kg	0,169±0,081	0,197±0,071	0,156±0,053*	0,157±0,076*	0,055
HG: Positive Arbeit	J/kg	0,300±0,098	0,293±0,095	0,317±0,057	0,267±0,056	0,150
SG: Gesamte Arbeit	J/kg	0,916±0,082	0,944±0,081	0,775±0,101*	0,869±0,081*#	0,005
KG: Gesamte Arbeit	J/kg	1,079±0,147	1,090±0,146	1,097±0,172*	1,026±0,157*#	0,041
HG: Gesamte Arbeit	J/kg	0,470±0,089	0,491±0,083	0,473±0,055	0,424±0,066*#	0,090
Gesamte Arbeit	J/kg	2,465±0,106	2,525±0,104	2,345±0,109*	2,319±0,102*	0,006

SG: Sprunggelenk, KG: Kniegelenk, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, HE: Haupteffekt (p), *: Wert signifikant unterschiedlich ($p<0,05$) von N_LS, #: Wert signifikant unterschiedlich ($p<0,05$) von M_LS.

Die gesamten Gelenkarbeit am Standbein (Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk) findet einen hochsignifikanten Haupteffekt ($p=0,006$) und weist auf die unterschiedlichen muskulären Anforderungen der vier Schuhtechnologien hin.

2.4. Diskussion

Die biomechanische Untersuchung zeigt signifikante Effekte der Schuhtechnologie auf die Belastung der unteren Extremität. Insbesondere die Belastungen des Kniegelenks in der Frontal- und Transversalebene sind bei U_LS mit einer Reduktion des maximalen KAM von 10,6 % und des Impulses des KAM von 41% gegenüber M_LS und 9% (KAM) bzw. 46% (Impuls KAM) gegenüber S_LS auffällig. Es kann bestätigt werden, dass mit U_LS durch die Zentrierung und die Lateralisierung des Kraftangriffspunktes während der gesamten Standphase die Belastung des Kniegelenks in der Frontalebene (Adduktionsmoment, KAM) und in der Transversalebene (Innenrotationsmoment, KRM)) gegenüber allen anderen untersuchten Sohlentechnologien im Mittel um etwa 10% reduziert wird.

Wie Sobhani et al. (2017) bereits mit Experimentalschuhen zeigten, führen Laufschuhe mit konvex geformten Sohlen (Rocker-Sohlen) im Vergleich zu neutralen Laufsohlen zu einer Reduktion des Plantarflexionsmomentes (PFM) und damit einer Verringerung der Belastung der Achillessehne, gleichzeitig jedoch zu einer Vergrößerung des Extensionsmomente (KEM) am Kniegelenk [15].

Die von Hoogkamer et al. (2019) formulierte Hypothese, wonach die Brems- und Beschleunigungsarbeit am Sprunggelenk durch Laufschuhe der Kategorie M_LS gegenüber konventionellen Laufschuhen verringert wird [14], konnte auch für Freizeitläufer mit geringeren Laufgeschwindigkeiten verifiziert werden. Eine reduzierte Gelenk- und damit Muskularbeit am

Kniegelenk zeigt sich dagegen signifikant bei der Kategorie U_LS. Mit der demonstrierten Reduktion der Gelenkarbeit um Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk werden die Plantarflexoren sowie die Knie- und Hüftextensoren weniger beansprucht und letztlich der muskuläre Energiebedarf bei M_LS und U_LS gegenüber den traditionellen Technologie N_LS und S_LS reduziert.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die untersuchten Laufschuhtechnologien die Belastung der Gelenke der unteren Extremität beeinflussen. Während die Schuhe der Kategorie S_LS nicht in der Lage sind, die Belastung von Fuß, Sprunggelenk und Kniegelenk gegenüber N_LS zu verringern, wird durch diese Technologie (S_LS) die Belastung des Kniegelenks vor allem in der Frontal und Transversalebene erhöht. „Maximalist“ Schuhe mit Rocker-Sohle (M_LS) entlasten durch die konvex gewölbte Form der Sohle die Achillessehne, vergrößern gleichzeitig die Belastungen des Kniegelenks. U_LS zeichnen sich insbesondere durch eine deutliche Reduktion der kritischen Belastungsgrößen des Kniegelenks aus. Der untersuchte Repräsentant der M_LS-Kategorie hat keine versteifende Karbon-Platte und generiert seine longitudinale Steifigkeit aus der Materialdicke der Mittelsohle. Wird ein M_LS-Laufschuh zusätzlich mit einer versteifenden Karbon-Platte versehen, kann der Kraftangriffspunkt beim Abdruck vor die Basis von MI und MII verschoben werden, der Hebel der äußeren Kraft zum Sprunggelenk wird vergrößert und die Achillessehnenbelastung nimmt zu [21].

Die vorgelegte Studie zeigt den systematischen Einfluss von vier konkurrierenden Sohlentechnologien auf die Biomechanik und Belastung der unteren Extremität.

3. Der Einfluss von vier unterschiedlichen Laufschuhtechnologien auf die Entwicklung von Laufverletzungen: Eine retrospektive randomisierte 12-monatige Kohortenstudie an 1.700 Läuferinnen und Läufern

3.1 Einleitung

Der Einfluss von Laufschuhtechnologien auf die Häufigkeit von Laufverletzungen (LV) und die Art der Verletzung wurde lange spärlich untersucht. Eine prospektive Studie, die experimentell den Effekt der Mittelsohlen Dämpfung auf die Verletzungshäufigkeit adressierte, berichtete keine signifikante Abnahme der Verletzungshäufigkeit durch eine veränderte Mittelsohlenhärte [7]. In einer 6-monatigen Interventionsstudie mit insgesamt 372 Teilnehmern zeigte Malisoux et al. (2016) eine geringere Häufigkeit der LV bei Läufern, die einen stützenden Schuh (S_LS) trugen, als bei solchen Läufern und Läuferinnen, die mit Standardschuhen (N_LS) versorgt wurden. Es ist von Interesse, dass die Häufigkeit der Knieverletzungen bei der Gruppe, die den gestützten Schuh über 6 Monate trug, als deutlich höher (127%) berichtet wird als bei Läufern, die mit dem neutralen Standardschuh versorgt waren [8].

Neutralen, gedämpften Laufschuhen (N_LS), gestützten Schuhen (S_LS) oder auch minimalistischen Laufschuhen konnte bisher keine strenge Evidenz zur Verringerung der Häufigkeit des Auftretens von LV zugewiesen werden. Zu den Laufschuhtechnologien M_LS und U_LS liegen nach unserem Wissenstand keine wissenschaftlichen Arbeiten zu einem möglichen Einfluss auf das Risiko von LV vor. Gegenstand des vorliegenden Beitrags ist, den Einfluss aktueller Sohlentechnologien auf das Risiko von selbstberichteten Beschwerden und Verletzungen in einer 12-monatigen randomisierten Beobachtungsstudie an 1697 Freizeitläufern zu analysieren.

3.2. Material und Methoden

Studienteilnehmer und Studiendesign

Regelmäßig laufende Freizeitläuferinnen und Läufer wurden für eine randomisierte retrospektive Studie zu Laufverhalten, Laufverletzungen und verwendeten Laufschuhen mittels des Laufmagazins "Laufen.de" (DLM RunMedia GmbH, Cologne, Germany) und anderer Social-Media-Kanäle rekrutiert. Insgesamt reichten über 2300 Freiwillige einen online Fragebogen zum Laufverhalten und protokollierten Beschwerden und Verletzungen sowie den vorrangig verwendeten Laufschuhen (Marke, Modell) in der Laufsaison 2022/2023 ein. Zusammen mit diesen Informationen gestatteten zusätzliche demographische und anthropometrische Daten (Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht, selbst eingeschätzte Beinachse und Fußstellung/-form) einen Einschluss der Läuferinnen und Läufer nach den definierten Ein- und Ausschlusskriterien (Alter: ≥ 18 Jahre, Lauferfahrung: >1 Jahr, Mindestlaufdistanz pro Woche: ≥ 10 km, regelmäßiges Lauftraining: ≥ 1 Trainingseinheit pro Woche, keine akuten neurologischen oder orthopädischen Pathologien, ≥ 75 % der Trainingsläufe in der Saison 2022/2023 in der angegebenen Schuhtechnologie, vollständige Angabe der verwendeten Schuhe im Zeitraum der Befragung). Letztlich konnten 1697 Freizeitläuferinnen und -läufer (971 Männer und 726 Frauen) mit vollständigen Daten über 12 Monate in die Studie einbezogen werden.

Schuhbedingungen

Die Zuordnung der verwendeten Laufschuhe (Marke, Modell) zu den Technologiegruppen oder -kategorien (1) Neutral, dämpfend (N_LS), (2) Stützend (S_LS), (3) Maximal dicke, konvex gewölbte Sohle (z.T. mit Karbonplatten) (M_LS), und (4) weich gedämpfte, U-förmige Sohle (U_LS) wurden von zwei Experten von Laufen.de auf der Grundlage der Herstellerangaben und/oder durch direkte Einsichtnahme vorgenommen. Alle Teilnehmer wählten ihre Schuhe selbst und unabhängig von der Studie, sodass von einer randomisierten Zuordnung der Schuhtechnologien ausgegangen werden kann.

Von den 1697 Studienteilnehmern gaben 1014 Probanden an, im Untersuchungszeitraum primär in N_LS (neutral, dämpfend) gelaufen zu sein, 307 Teilnehmer liefen in S_LS (gestützt), 180 in M_LS (dicke konvex gewölbte Sohlen) und 140 Läufer absolvierten die Mehrzahl ihrer Läufe in U_LS (U-förmige Sohlentechnologie). Weitere 56 Studienteilnehmer verwendeten M_LS mit versteifenden Karbonplatten.

Datenanalyse und Statistik

Von allen eingeschlossenen Läuferinnen und Läufer standen die Daten für mindestens 10 Monate zu demographischen und anthropometrischen Variablen, zum Laufverhalten, zu den verwendeten Laufschuhttechnologien (Laufschuhen) sowie zu Verletzungen und Beschwerden für die weitere Analyse verblindet und anonymisiert zur Verfügung.

Die Inzidenz einer Laufverletzung wurde über die Anzahl der Verletzungen im Beobachtungszeitraum (12 Monate) sowie die Anzahl der Verletzungen pro 1000 Laufkilometer bestimmt. Die relative Chance, eine Laufverletzung zu erleiden, wurde über den ODD-Ratio (OR) in Bezug auf die N_LS-Bedingung (Neutral, dämpfend) beschrieben. Die Testung des Effekts der erfassten demographischen, anthropometrischen sowie der Daten zum Laufverhalten und Effekts der vier Schuhtechnologien auf das Auftreten von Laufverletzungen erfolgte mittels χ^2 -Tests.

3.3. Ergebnisse

Die Stichprobe (n=1697) bestand auf 971 Männern und 726 Frauen. 59,8 % der Studienteilnehmer gaben an, im Untersuchungszeitraum vorrangig in einem Laufschuh der Kategorie Neutral (N_LS) gelaufen zu sein, 18 % verwendeten Schuhe der Kategorie Gestützt (S_LS), 14 % nutzten Schuhe mit maximal dicken, gebogenen und zum Teil versteift mit Karbonplatten (M_LS), und 8,2 % absolvierten ihr Lauftraining in Laufschuhen mit einer weichen U-förmigen Sohle (U_LS). Die Verteilung von Frauen und Männern zeigt keinen Unterschied bei den vier Laufschuhkategorien. Alter und BMI findet sich nicht unterschiedlich über die Laufschuhkategorien. Mit im Mittel 2,64 Trainingseinheiten pro Woche zeichnet sich die Stichprobe als geübte Freizeitläufer aus. Unterschiede zwischen den vier Schuhkategorien finden sich nicht. Auch die gelaufenen Kilometer pro Woche sind mit im Mittel 31,7 Kilometer nicht unterschiedlich in den Schuhgruppen. Die untersuchten Studienteilnehmer sind im Mittel deutlich über 1500 Kilometer im Studienjahr gelaufen. Damit dokumentiert die vorliegende Studie über 2,5 Millionen gelaufene Kilometer in Bezug auf aufgetretene Verletzungen.

Tabelle 4: Demographische und anthropometrische Charakteristika der eingeschlossenen Studienteilnehmer, Laufverhalten, dokumentierte Verletzungen beim/nach Laufen und Laufverletzungen (LV) ohne und mit Ausfall von Trainingseinheiten (TE) sowie 1000 km LV-Inzidenz.

	ALLE	N_LS	S_LS	M_LS	U_LS	HE, <i>p</i>
Anzahl	1697	1014 (59,8%)	307 (18%)	236 (14%)	140 (8,2%)	
Männer (%)	971 (57,2 %)	553 (54,5 %)	174 (56,7 %)	160 (67,8 %)	84 (60,0 %)	0,150
Frauen (%)	726 (42,8 %)	461 (45,5)	133 (43,3 %)	76 (32,2 %)	56 (40,0 %)	
Alter (Jahre)	46,3±9,6	45,5±9,5	46,5±9,6	44,5±9,5	47,5±11	0,894
BMI (kg/m ²)	23,5±2,8	23,5±2,7	23,7±2,8	23,2±2,2	23,4±2,3	0,750
TE pro Woche	2,64±0,70	2,64±0,78	2,53±0,70	2,74±0,57	2,59±0,71	0,080
Kilometer/Woche	31,73±12,1	32,12±12,5	29,27±12,4	33,92±11,5	30,60±12,57	0,105
LV (%)	52,94	54,78	48,38	56,78	43,26	0,008
1000 km LV-Inzidenz	0,6552	0,6677	0,6378	0,6855	0,5481	0,015
LV mit Ausfall 1-2 TE	14,65	16,36	12,66	13,56	8,51	0,005
LV mit Ausfall (≥1-3 TE)	38,12	41,67	36,69	40,25	12,14	0,001
LV mit Ausfall (> 3 TE)	23,47	25,32	24,03	26,69	3,55	0,001

52,94 % der Studienteilnehmer berichten von mindestens einer Laufverletzung im Untersuchungsjahr, wobei Beschwerden während oder nach dem Laufen dokumentiert wurden. Mit einem hochsignifikanten Haupteffekt ($p=0,008$) findet sich ein starker Einfluss der verwendeten Laufschuhtechnologie auf das Risiko der Entwicklung einer Laufverletzung. Das geringste Verletzungsrisiko zeigen die Laufschuhe der Kategorie U_LS (43,26 %), das größte Risiko beobachten wir mit 56,78 % bei M_LS. Die Daten der 12 Monate Inzidenz werden durch die 1000 km Inzidenz (Verletzungen pro 1000 km Aktivität) gestützt. Die 1000 km Inzidenz ist bei U_LS um 18 % gegenüber der Schuhkategorie Neutral (N_LS) und 20 % gegenüber M_LS reduziert. Der OR (ODD-Ratio zu N_LS) bestätigt die beschriebenen Effekte und bestimmt sich mit 1,13 bei M_LS, 0,78 bei S_LS und 0,63 bei U_LS. Bei stärkeren Beschwerden und schwereren Verletzungen scheint der Einfluss der Schuhtechnologie weiter zuzunehmen. Berücksichtigt man Verletzungen, die einen Ausfall von 1 - 2 Trainingseinheiten zur Folge hatten, ist die 12-Monate Inzidenz hoch signifikant unterschiedlich zwischen den Schuhgruppen. Extrem wird der Unterschied bei schweren Verletzungen mit Ausfällen von mehr als 3 Trainingseinheiten. Hier zeigen sich Unterschiede im Risiko von 85 % zwischen den Schuhkategorien.

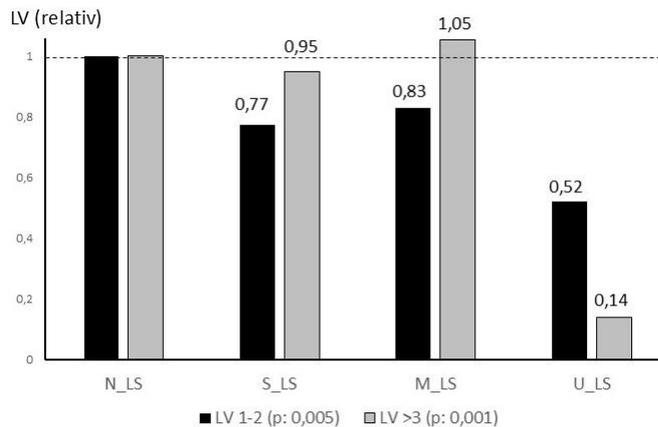


Abbildung 2: Relatives Risiko von Laufverletzungen mit Ausfall von 1-2 TE und >3 TE; normalisiert auf N_LS.

Die häufigsten Laufverletzungen betreffen mit 26,2 % das Kniegelenk, wobei der vordere Aspekt und damit das Patellofemorale Gelenk am häufigsten genannt wird. Es findet sich ein hoch signifikanter Haupteffekt in Bezug auf die Technologiegruppen (HE: $p < 0,01$). Die häufigsten Knieverletzungen zeigt die Gruppe N_LS (27,78 %), die geringste Häufigkeit die Technologie U_LS (13,48 %) (S_LS: 27,27, M_LS: 25,42). Die zweit größte Verletzungshäufigkeit findet sich an der Muskel-Sehnen-Einheit des Trizeps surae mit 23,59 %. Der Haupteffekt der Schuhtechnologie ist in Bezug auf die Achillessehne signifikant (HE: $p < 0,05$) und belegt den Zusammenhang von Laufschuhtechnologie und Überlastungen der Achillessehne. Von den 180 Studienteilnehmern der Gruppe M_LS gaben 56 Läufer an, regelmäßig mit Karbon versteiften M-Schuhen zu laufen. Diese Untergruppe berichtet von einem deutlich erhöhten Risiko (17,8 %) von Achillessehnenverletzungen (freie Sehne, Sehnenansatz). Dieses kann als deutlicher Hinweis auf eine erhöhten Achillessehnenbeanspruchung bei Karbon versteiften Sohlen interpretiert werden. Den Achillessehnenverletzungen folgen in Bezug auf die Häufigkeit Beschwerden am Rücken und der lumbalen Wirbelsäule. Der Effekt der Technologiegruppen ist hoch signifikant (HE: $p < 0,01$). Das geringste Risiko kann der Kategorie U_LS (7,09 %) zugewiesen werden; die drei anderen Schuhkategorien unterscheiden sich in Bezug auf das Verletzungsrisiko am Rücken nicht (12,66 – 13,50 %). Beschwerden an Fuß und Sprunggelenk werden im Mittel mit 4,88 % bzw. 9,12 % angegeben und werden nicht signifikant durch die gelaufene Schuhtechnologie beeinflusst. Schienbeinbeschwerden mit im Mittel von 3,39 % finden sich am häufigsten bei N_LS (4,24 %) und am geringsten bei U_LS (0,71 %). Möglicherweise hat hier die unterschiedliche Sohlengeometrie im Rückfußbereich einen Einfluss auf die Belastung des m. tibialis anterior bei der Kontrolle des Fußaufsatzes.

Tabelle 5: Lokalisation berichteten Verletzungen (LV) für alle Teilnehmer und die Probanden der vier Technologiegruppen

Verletzungen (%)	Alle	Laufschuhtechnologie				HE, p
		N_LS	S_LS	M_LS	U_LS	
Anzahl (n)	1697	1014	307	236 (180*, 56#)	140	
Knie	26,18 %	27,78 %	27,27 %	25,42 %	13,48 %	0,009
Achillessehne	13,82 %	15,47 %	9,74 %	13,56% (12,2%*; 17,8%#)	11,48 %	0,048
Rücken, Wirbelsäule	12,47 %	13,50 %	12,66 %	13,14 %	7,09 %	0,009
Sprunggelenk	9,12 %	10,15 %	7,47 %	8,05 %	7,09 %	0,157
Fuß	4,88 %	5,91 %	2,60 %	4,28 %	3,55 %	0,058
Schienbein	3,39 %	4,24 %	2,27 %	2,12 %	0,71 %	0,019

* M_LS ohne Karbon Versteifung, # M_LS mit Karbon Versteifung.

Die Analyse der Zusammenhänge zwischen demographischen und anthropometrischen Daten und dem Risiko der Entwicklung einer Laufverletzung findet keinen signifikanten ($p > 0,05$) Effekt von Geschlecht ($p = 0,46$), Alter ($p = 0,69$) oder BMI ($p = 0,61$). Auch das Laufverhalten zeigt keine statistisch

signifikanten Zusammenhänge mit dem Auftreten von Laufverletzungen (Trainingseinheiten/Woche: $p=0,72$; gelaufene Kilometer/Woche: $p=0,59$; Lauferfahrung: $p=0,35$). Die verwendete Laufschuhtechnologie dagegen zeigt einen signifikanten Einfluss auf Laufverletzungen ($p<0,01$), aber auch auf die Häufigkeit von Knieverletzungen ($p<0,01$) und Achillessehnenverletzungen ($p<0,05$). Der Risikofaktor Schuhtechnologie ist mit dem geringsten Risiko von LV bei U_LS (43,3%) und dem größten bei M_LS (56,7%) (S_LS: 48,4%; N_LS: 54,7%) verbunden.

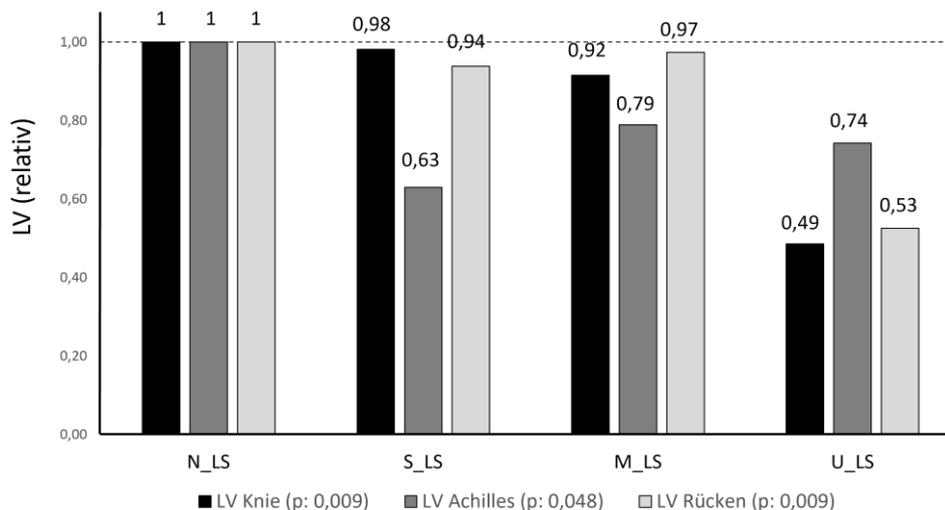


Abbildung 3: Relatives Risiko von Laufverletzungen an Knie, Achillessehne und unterem Rücken, normalisiert auf N_LS.

3.4. Diskussion

726 Frauen und 974 Männer nahmen an der Untersuchung teil und dokumentierten Laufverhalten und Laufverletzungen über 12 Monate. Insgesamt wird ein Verletzungsrisiko von 52,96 % berichtet. Das Knie ist mit 26,1 % am häufigsten betroffen. Es folgen Achillessehne und Wade (23,9 %), lumbale Wirbelsäule (12,5 %), Sprunggelenk (9,1 %), Fuß (4,8 %) und Schienbein (3,4%). Die Studienteilnehmer nutzten zu über 75 % ihrer Läufe die von ihnen selbst gewählten und favorisierten Laufschuhe. Damit kann von einer randomisierten Verteilung der Schuhtechnologien N_LS (neutrale, gedämpfte Laufschuhe), S_LS (gestützte Laufschuhe, M_LS („Maximalist“ Laufschuhe mit dicken gebogenen Sohlen, zum Teil mit Karbon Platten verstärkt) und U_LS (U-förmige Sohlenkonstruktion aus weich dämpfendem Material) ausgegangen werden. Die Schuhtechnologie zeigt sich als der dominante Risikofaktor bei der Erklärung von Laufverletzungen ($p=0,008$), wobei die Häufigkeit mit 43,26 % bei U_LS (-21 % gegenüber N_LS) am geringsten und mit 56,28 % bei M_LS (+4 % gegenüber N_LS) am größten ausfällt. Mit „gestützten“ Schuhe (S_LS) findet sich mit 48,38 % ein gegenüber N_LS reduziertes Verletzungsrisiko (-11 %). Dieses Ergebnis wird durch die Daten einer 6-monatigen Interventionsstudie gestützt, die eine reduzierte Verletzungshäufigkeit in der Gruppe, die mit einem gestützten Schuh versorgt war, wobei dieser Effekt nur bei Läufer mit pronierten Füßen beobachtet wurde [8]. Bemerkenswert ist, dass in unserer Studie bei Nutzung von S_LS die Häufigkeit von Knieverletzungen zunimmt und dass dieses Ergebnis auch bei der 6-monatigen Interventionsstudie [8] berichtet wurde. Für Verletzungen des Knies, der Achillessehne und der lumbalen Wirbelsäule sowie des Schienbeins findet sich ein signifikanter Effekt der jeweiligen verwendeten Schuhtechnologie.

Die Analyse der demographischen (Alter, Geschlecht, Lauferfahrung) und anthropometrischen (Größe, Gewicht, BMI) Daten sowie der Angaben zum Laufverhalten (km/Woche, Trainingseinheiten/Woche) ergibt keinen signifikanten Zusammenhang ($p < 0,05$) zur Verletzungshäufigkeit oder zur Verletzungsverteilung. Als dominante Einflussgröße für die Entwicklung von Laufverletzungen wird in der vorliegenden Beobachtungsstudie die primär verwendete (>75% aller Läufe) Laufschuhtechnologie herausgearbeitet.

Während sich die konventionellen Laufschuhe (N_LS und S_LS) nur marginal in Bezug auf des Verletzungsrisiko unterscheiden, erlauben es die „neuen“ Technologien (M_LS, U_LS) signifikante Unterschiede in den biomechanischen Belastungsgrößen und infolgedessen in der Verletzungshäufigkeit und des Verletzungsverteilung zu identifizieren. Neue Paradigmen führten zu neuartigem Laufschuhdesign, innovativen Sohlentechnologien und damit auch zu Veränderungen im Risiko eine Laufverletzung zu entwickeln [22,23].

Mit der gegebenen Zurückhaltung kann auf der Grundlage der vorgelegten Daten geschlossen werden: Innovative Schuhtechnologien bzw. Mittelsohlen von Laufschuhen beeinflussen bei Freizeitläufern signifikant die Entwicklung von Laufverletzungen, Verletzungen am Kniegelenk an der Achillessehne und des Rückens. Laufverhalten, Training und Läuferdemographie scheinen in Relation zu Schuhtechnologie von nachrangiger Bedeutung.

4. Zusammenfassung, Schlussfolgerungen und Ausblick

Die vorgelegten Resultate zu den biomechanischen Effekten von vier Laufschuhtechnologien machen deutlich, dass mit den „neuen“ Laufschuhen der Kategorien M_LS („Maximalist“) und U_LS („U-TECH“) neue technische Lösungen gefunden wurden, die sich unmittelbar in der Biomechanik des Laufens im Amateurbereich (Freizeitläufer) niederschlagen. Während die herkömmlichen Laufschuhkategorien N_LS (neutral, dämpfend) und S_LS (stützend) nur zu marginalen Modifikationen der biomechanischen Belastungsgrößen an Fuß, Sprunggelenk, Knie und Hüfte führen, finden wir bei M_LS und U_LS z.T. hochsignifikante Veränderungen der Belastungen aber auch der Gelenkarbeit an Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk. M_LS erlaubt insbesondere die Muskelarbeit am Sprunggelenk (TS) gegenüber den herkömmlichen Laufschuhen zu reduzieren, mit U_LS gelingt dies vor allem für die Knieextensoren. M_LS erhöht die mechanische Belastung des Kniegelenks und bei Verwendung von versteifenden Karbon-Platten möglicherweise die Belastung der Achillessehne beim Abstoß, U_LS reduziert die Belastung des Kniegelenks, verringert vor allem die Adduktionsmomente und die Rotationsmomente am Knie und entlastet die lumbale Wirbelsäule.

Als Resultat finden wir eine Zunahme der Laufverletzungen gegenüber den konventionellen Laufschuhen beim „Maximalist“ (M_LS) und eine hoch signifikante Reduktion bei „U-TECH“ (U_LS), wobei hier vor allem das Knie mit über 50 % Reduktion der Knieverletzungen gegenüber Läufern betroffen ist, die in „neutralen, dämpfenden“ Laufschuhen (N_LS) 12 Monate unterwegs waren.

Noch unserem Wissensstand konnte wahrscheinlich zum ersten Mal quantitativ gezeigt werden, welche biomechanischen Effekte die „neuen“ Sohlentechnologien (M_LS, U_LS) bei Freizeitläufern haben und wie die biomechanischen Belastungen der unteren Extremität gegenüber herkömmlichen Technologien Veränderungen erfahren. Die Auswirkungen der neuen Technologien im Trageversuch über 12 Monate bei randomisierter Kohorten-Zuordnung gibt stabile Hinweise, (i) wie sich verschiedene Sohlentechnologien auf die Entwicklung von Laufverletzungen auswirken, (ii) wie sich Veränderungen im biomechanischen Belastungsprofil durch die innovativen Technologien (M_LS,

U_LS) in der Verletzungsentwicklung niederschlagen, und (iii) ob die neuen Technologien für den Amateur- oder Freizeitläufer hilfreich sein können.

Auch bei möglichen methodischen Schwächen der vorliegenden Studie können bereits begründbare Hinweise zur Beratung bei der Wahl der geeigneten Laufschuhtechnologie unter Berücksichtigung der individuellen Ziele und Bedürfnisse der Läufer und Läuferinnen abgeleitet werden.

Eine methodische Einschränkung dieser Arbeit ist der beschreibende, retrospektive Charakter der Studie und die zwar randomisierte Zuordnung der Studienteilnehmer zu den vier Schuhtechnologien aber sehr unterschiedliche Fallzahl in den Kohorten. Erst eine prospektive, interventionelle Studie bei zufälliger Zuordnung von Studienteilnehmern zu verschiedenen Laufschuhtechnologien mit einer möglichst großen Fallzahl von Probanden wird in der Lage sein, kausale Zusammenhänge zu identifizieren. Die vorliegende Arbeit kann dafür zumindest Hypothesen-bildend genutzt werden.

Literatur

- [1] Cavanagh PR, Vandervelde AE. The running shoe book. Anderson World, Inc. Mountain View, Ca, 1980.
- [2] Knapik JJ, Jones BH, Steelman RA. Physical training in boots and running shoes: a historical comparison of injury incidence in basic combat training. *Military Med* 2015; 25:e638-645.
- [3] Dempster J, Dutheil F, Ugbohue UC. The prevalence of lower extremity injuries in running and associated risk factors: A systematic review. *Physical Activity and Health* 2021; 5(1):133-145.
- [4] Nigg BM. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med* 2001; 11:2-9.
- [5] Nigg BM, Baltich 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; 49:1290-1204.
- [6] Walter SD, Hart LE, McIntosh JM, et al. The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med* 1989; 149:2561-2564.
- [7] Theisen, D, Malisoux L, Genin J et al. Influence of midsole hardness of standard cushioning shoes on running-related injury risk. *Br J Sports Med* 2014; 48:371-376.
- [8] Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D. Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomized controlled trial with participant and assessor blinding. *Br. J Sports Med* 2016; 50:481-487.
- [9] Relph N, Greaves H, Armstrong R, Prior TD, Spencer S, Griffiths IB, Langley, B. Running shoes for preventing lower limb running injuries in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2022, Issue 8. Art. No. CD013368.
- [10] Hoogkamer W, Kipp S, Frank JH, Farina EM, Luo G, Kram R. A comparison of the energetic cost of running in marathon racing shoes. *J Sports Med* 2019, 48:1009-1019.
- [11] Willwacher S, Mai P, Helwig J, et al. Does advanced footwear technology improve track and road performance? An explorative analysis based on the 100 best yearly performances in the world between 2010 and 2022. *Sports Med – Open* 2024, 10:14-23.
- [12] Joubert DP, Oehlert GM, Jones EJ, Burns GT. Comparative effects of advanced footwear technology in track spikes and road-racing shoes on running economy. *Int J of Sports Physiology and Performance* 2024,19(7): 705-711.
- [13] Tenforde A., Hoening T, Saxena A, Hollander K. Bone Stress injuries in runners using carbon fiber plate footwear. *Sports Medicine* 2023, 53: 1499-1505.
- [14] Hoogkamer W, Kipp S, Kram R. The biomechanics of competitive male runners in three marathon racing shoes: A randomized crossover study. *Sports Med* 2019; 49:133-143.
- [15] Sobhani S, van den Heuvel ER, Dekker R, et al. Biomechanics of running with rocker shoes. *J Sci and Med in Sport* 2017; 20:38-44.
- [16] Hoitz F, Mohr M, Asmussen M, et al. The effect of systematically altered footwear features on biomechanics, injury, performance and preference in runners of different skill level: a systematic review. *Footwear Science* 2020; 12(3):193-215.

- [17] Willwacher S, Kurz M, Robbin J, et al. Running-related biomechanical risk factors for overuse injuries in distance runners: A systematic review considering injury specificity and the potential for future research. *J Sports Med* 2022; 52:1863-1877.
- [18] Brüggemann G-P, Hirschhäuser E, Esser T. Die Biomechanik des Laufens mit unterschiedlichen Sohlentechnologien. *Orthopädieschuhtechnik* 2020; 07/08:30-37.
- [19] Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VMY, et al. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med* 2006; 34:1844-1851.
- (20) Hamil, J et al. A prospective study of iliotibial band syndrome in runners. *Clin. Biomech.* 2007;23(8):1018-25.
- [21] Cigoja, S. et al. Increasing the midsole bending stiffness of shoes alters gastrocnemius medialis muscle function during running. *Scientific Reports* 2021; 11:749.
- [22] Nigg BM, Mohr MM, Nigg SR. Muscle tuning and preferred movement path – a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science* 2017; 2:007.
- [23] Hamill J, Boyer KA, Weir G. A paradigm shift is necessary to relate running injury risk and footwear design – Comment on Nigg et al. *Current Issues in Sport Science* 2018; 3:104.