

Titel

Einfluss einer 3D gedruckten Lafeinlegesohle auf die Laufperformance

Imke Pitz^{1, 2}, Thomas Stief¹, Mathias Reiser¹

1 NemoLab, Institut für Sportwissenschaft, Justus-Liebig-Universität Gießen

2 Gesundheitscampus, Fakultät Ingenieurwissenschaften und Gesundheit, HAWK Göttingen

Hintergrund

Für ein ökonomisches Laufen sollte Energie gespeichert und an der richtigen Stelle des Fußes sowie zum richtigen Zeitpunkt abgegeben werden [9, 10]. Das Tragen von Carbon-Einlegesohlen, die in Längsrichtung versteifen, kann die Laufökonomie erhöhen [7, 10]. Durch die Versteifung der Sohle wird u.a. die positive Arbeit am Großzehengrundgelenk-I (MTPJ-I) durch ein früheres Einsetzen der Plantarflexion erhöht und so mehr Energie freigesetzt [3, 17]. Generell sorgt der anatomische Aufbau des Fußes für eine energieeffiziente Fortbewegung [16]. Durch die passive, elastische Energieaufnahme und -abgabe über den Feder-Mechanismus und den Windlass-Mechanismus (WM) wird mechanische Energie eingespart, die sonst durch aktive Muskeln erzeugt werden müsste [12, 15]. Die neuartige Konstruktion einer Einlegesohle (WMFO) ((ts)² GmbH, Osnabrück) soll den WM unterstützen, was zu einer erhöhten Laufleistung führt. Eine erhöhte Längsbiegesteifigkeit ist positiv für die Laufleistung, es werden jedoch die Beweglichkeit des MTPJ-I und der WM eingeschränkt [4]. Die hier untersuchte WMFO schränkt die Beweglichkeit des Fußes nicht ein und steigert die Aufrichtung des Mittel- und Rückfußes [13]. Ziel der hier vorgestellten Studie war, die Effekte dieser Einlage auf die Laufperformance zu untersuchen.

Material/Methode

13 gesunde Proband*Innen (VPn) (27±2,7 J, 6 m) nahmen an der Studie teil. Die VPn liefen auf einem Laufband (Optogait (h/p/cosmos)) in ihren eigenen neutralen Laufschuhen unter drei Einlegesohlen (WMFO, Currex RunPro®, keine Sohle) und waren Fersläufer. Die Laufgeschwindigkeit betrug für die Männer 3,9 m/s und für die Frauen 3,6 m/s, je normiert auf die gleiche Froude Zahl [1, 5]. Die Bedingungen wurden randomisiert. VPn liefen unter Verwendung eines Innensohlenmesssystems (200 Hz, vebitosolution GmbH, Steinfurt 2020, Steinfurt) [14]. Es wurden die wirkenden Biegemomente am Vorfuß, die für die Beweglichkeit des MTPJ-I stehen und die Torsionsmomente am Mittel-/Rückfuß, die die Beweglichkeit des Längsgewölbes widerspiegeln, ermittelt. Die Daten wurden auf Körpergewicht (kg) und Fußlänge (m) normiert.

Trajektorien, der hier bestimmten Biegemomente und Torsionsmomente sowie die berechneten Parameter, sind in Abbildung 1 zu sehen.

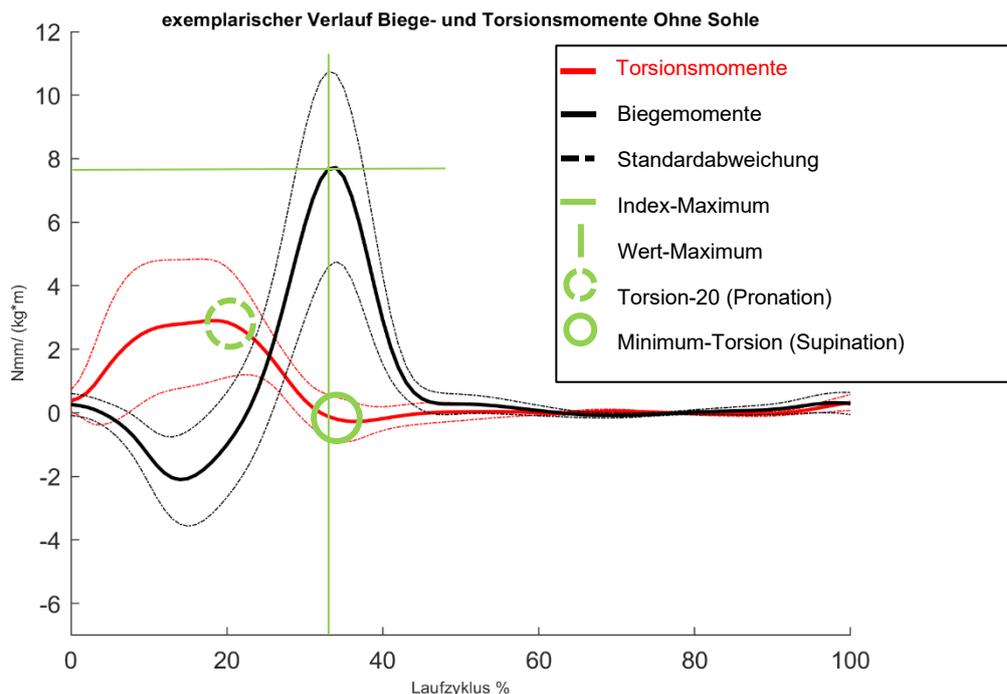


Abbildung 1 Die Biegemomentkurve (schwarz) erreicht ihr maximales negatives Minimum (Plantarflexionsmoment) in den ersten 20 % des Laufzyklus (LZ). Danach, mit Fersenabhub, steigt das zunehmende Dorsalflexionsmoment auf sein Maximum an. Die Torsionsmomententrajektorie liegt zunächst im positiven Bereich, wenn der Fuß zunehmend Gewicht übernimmt (Pronation). Mit der Belastung des Vorfußes beginnt sich das Gewölbe aufzurichten (abnehmender Verlauf). In grün: Parameter.

Aus den Daten des Vorfußsensors wurden der Zeitpunkt [% des Laufzyklus (LZ)] des maximalen Dorsalflexionsmoments am MTPJ-I berechnet (*Index-Maximum*) und der Maximalwert (*Wert-Maximum*) (Nmm/(kg*m)) an diesem Punkt. Aus den Daten des Torsionsmomentverlaufs wurden das Torsionsmoment bei 20 % des LZ (*Torsion-20*), also bei vollständiger Gewichtsbelastung, bestimmt und die maximal erreichte Supination (*Minimum-Torsion*) ermittelt. Es wurde eine multifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (rmANOVA) durchgeführt.

Ergebnisse

In Abbildung 2 sind die Biegemomentverläufe und Torsionsmomentverläufe aller drei Sohlen im Vergleich dargestellt.

Beim Laufen mit der WMFO tritt der größte negative Wert im Torsionsmomentverlauf (*Minimum-Torsion*) auf und somit die größte Supination. Im Vergleich zur Bedingung „keine Sohle“ ist dieser Unterschied signifikant (Mittelwertsdifferenz= - 0,266 Nmm/(kg*m); $p=0,034$). Bei voller Gewichtsübernahme liegt kein signifikanter Unterschied in der Pronation zwischen den drei Sohlen vor ($p=0,549$). Unter der Testsohlenbedingung wird der *Index-Maximum* im Vergleich zur Bedingung „keine Sohle“ frühzeitiger erlangt (Mittelwertsdifferenz= - 0,8 %LZ; $p=0,021$). Der Parameter *Wert-Maximum* unterscheidet sich zwischen allen drei Sohlen nicht signifikant ($p=0,233$).

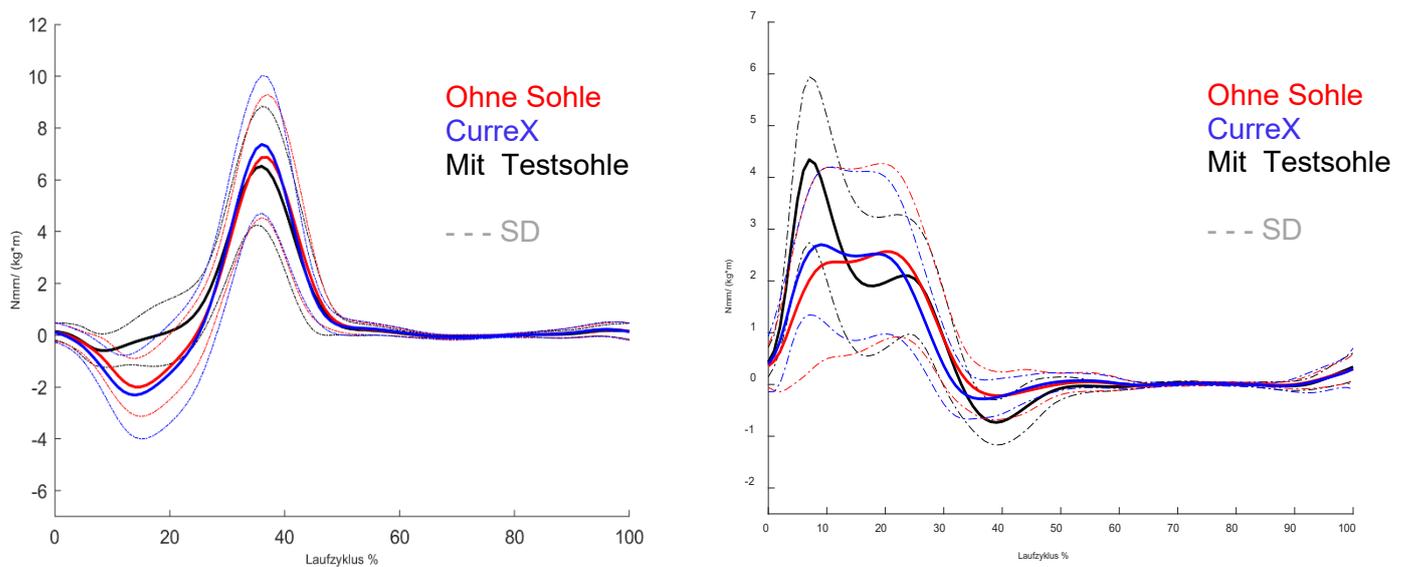


Abbildung 2 links: Biegemomente. Alle drei Sohlenbedingungen im gemittelten Verlauf mit Standardabweichungen. rechts: Torsionsmomente. Alle drei Sohlenbedingungen im gemittelten Verlauf mit Standardabweichungen.

Diskussion/Schlussfolgerung

Die WMFO schränkt die Beweglichkeit der MTPJ sowie die Pronation des Längsgewölbes nicht ein, die Supination wird gesteigert und die Extension der MTPJ tritt frühzeitiger auf. Durch dieses frühere Erreichen des MTPJ Maximums ist die Absorptionsphase verkürzt und die Propulsionsphase verlängert. Da die intrinsischen Muskeln in der Absorptionsphase aktive Arbeit leisten [8], kann diese langsamere und kürzere Absorptionsphase als Performance unterstützend angesehen werden. Es fallen weniger metabolische Kosten der Muskulatur an und liegen bessere Arbeitsbedingungen vor [2]. Die Strukturen des Fußes werden über die länger effiziente Funktion der Muskulatur geschont. Somit wird durch die WMFO insgesamt eine Ermüdung herausgezögert. Die Supination ist unter der WMFO Bedingung gesteigert. Dieser Effekt kann vor allem bei ermüdetem Fuß gewinnbringend sein. Studien zur Untersuchung der Fußbiomechanik nach ermüdenden Läufen zeigten eine verringerte Aufrichtung des Längsgewölbes sowie eine niedrigere Steifigkeit der Plantarfaszie [6, 11]. Die WMFO nimmt Verformungsenergie auf und diese kann in der Propulsion genutzt werden. Dies kann den Fuß im ermüdeten Zustand der Strukturen unterstützen. Unter einem nicht ermüdeten Zustand kann davon ausgegangen werden, dass die WMFO die Strukturen des Fußes schont.

Literatur

1. Alexander RM (1989) Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev* 69(4):1199–1227. doi:10.1152/physrev.1989.69.4.1199
2. Bohm S, Mersmann F, Santuz A, Arampatzis A (2019) The force-length-velocity potential of the human soleus muscle is related to the energetic cost of running. *Proc Biol Sci* 286(1917):20192560. doi:10.1098/rspb.2019.2560
3. Cigoja S, Firminger CR, Asmussen MJ, Fletcher JR, Edwards WB, Nigg BM (2019) Does increased midsole bending stiffness of sport shoes redistribute lower limb joint work during running? *J Sci Med Sport* 22(11):1272–1277. doi:10.1016/j.jsams.2019.06.015
4. Cigoja S, Asmussen MJ, Firminger CR, Fletcher JR, Edwards WB, Nigg BM (2020) The Effects of Increased Midsole Bending Stiffness of Sport Shoes on Muscle-Tendon Unit Shortening and Shortening Velocity: a Randomised Crossover Trial in Recreational Male Runners. *Sports Med Open* 6(1):9. doi:10.1186/s40798-020-0241-9

5. Delattre N, Lafortune MA, Moretto P (2009) Dynamic similarity during human running: about Froude and Strouhal dimensionless numbers. *J Biomech* 42(3):312–318. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.11.010
6. Fukano M, Iso S (2016) Changes in Foot Shape after Long-Distance Running. *JFMK* 1(1):30–38. doi:10.3390/jfmk1010030
7. Hoogkamer W, Kipp S, Kram R (2019) The Biomechanics of Competitive Male Runners in Three Marathon Racing Shoes: A Randomized Crossover Study. *Sports Med* 49(1):133–143. doi:10.1007/s40279-018-1024-z
8. Kelly LA, Lichtwark G, Cresswell AG (2015) Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running. *J R Soc Interface* 12(102):20141076. doi:10.1098/rsif.2014.1076
9. Nigg BM, Segesser B (1992) Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc* 24(5):595–602
10. Roy J-PR, Stefanyshyn DJ (2006) Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Med Sci Sports Exerc* 38(3):562–569. doi:10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8
11. Shiotani H, Mizokuchi T, Yamashita R, Naito M, Kawakami Y (2020) Acute effects of long-distance running on mechanical and morphological properties of the human plantar fascia. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 30(8):1360–1368. doi:10.1111/sms.13690
12. Stearne SM, McDonald KA, Alderson JA, North I, Oxnard CE, Rubenson J (2016) The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Sci Rep* 6:19403. doi:10.1038/srep19403
13. Stief T, Sprekelmeyer T (2020) Einfluss einer 3D-gedruckten Sporteinlage auf die Rückfußbelastung während des Laufens. *Sports Orthopaedics and Traumatology* 36(2):195. doi:10.1016/j.orthtr.2020.04.112
14. vebitosolution GmbH (2020) vebitoSCIENCE - vebito solution. vebitosolution GmbH. <https://www.vebitosolution.com/was-wir-machen/vebitoscience.html>. Zugegriffen: 27. Mai 2020
15. Wager JC, Challis JH (2016) Elastic energy within the human plantar aponeurosis contributes to arch shortening during the push-off phase of running. *J Biomech* 49(5):704–709. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.02.023
16. Williams KR (2000) The Dynamics of Running. In: Zatsiorsky VM (Hrsg) *Biomechanics in Sport*. Blackwell Science Ltd, Oxford, UK, S 161–183
17. Willwacher S, König M, Potthast W, Brüggemann G-P (2013) Does specific footwear facilitate energy storage and return at the metatarsophalangeal joint in running? *J Appl Biomech* 29(5):583–592. doi:10.1123/jab.29.5.583