

Forschung

Veränderungen der individuellen Abrollbewegung des Fußes nach Adaptation an mehrtägiges Barfußlaufen

ANJA HIRSCHMÜLLER/HEINER BAUR/
STEFAN GRAU/FRANK MAYER



ECSS Cologne 2001
Young Investigators Award
5. Platz Poster Presentations



Einleitung

Die Abrollbewegung des Fußes stellt ein individuelles Charakteristikum dar, das durch externe Faktoren wie Schuhwerk, Untergrund oder Training beeinflussbar ist (DE WIT 1995; HENNIG 2000; KOGLER 1997; NIGG 1986; ROSE 1992; STEFANYSHYN 1997; THOMPSON 1997; XU, H 1999; VAN SCHIE 2000; VAN WOENSEL 1992; u.a.). Diese Adaptation an unterschiedliche Interventionen wird häufig mit der Entstehung laufspezifischer Beschwerden assoziiert (MACERA 1992; ARCHAMBAULT 1995; FREDERICSON 1996; HINTERMANN 1998). Verschiedene Hinweise deuten in diesem Zusammenhang darauf hin, dass die Barfußbewegung als Referenzgröße einer natürlichen, funktionellen Abrollbewegung angesehen werden kann, die sowohl der Entstehung von Beschwerden vorbeugt, als auch zum Heilungsprozess beitragen kann. In der klinischen Praxis zeigt sich außerdem häufig, dass Patienten ohne Schuh oder nach entsprechendem barfüßigen Training eine Reduktion der Beschwerdesymptomatik beschreiben.

In verschiedenen wissenschaftlichen Untersuchungen wird vermutet, dass Barfußlaufen zu einer geringeren Verletzungsrate im Vergleich zu Laufbelastungen in Schuhen führt (ROBBINS 1993). Weiterhin ist bekannt, dass für Kinder das Barfußlaufen auf Naturboden die beste Voraussetzung für eine natürliche Fußentwicklung ist und darüber hinaus als Prävention für Beschwerden gesehen werden kann (BAKER 1991). Zudem kann durch orthopädische Schuheinlagen, basierend auf der plantaren Druckverteilung und der Barfußabrollbewegung, vielfach eine Schmerzminderung erreicht werden. Als mögliche Begründung dieses Barfußkonzeptes wird der Fuß in seiner Funktion als „sensorisches Organ“ angeführt (CAVANAGH 1999), dessen sensorischer Input an einer Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle beteiligt ist (ROBBINS 1993, 1997, 1998). Erste Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen zeigten, dass sich der Aktivierungsbeginn barfuß laufender Patienten mit Achillessehnenbeschwerden an das Muster gesunder Probanden angleicht, während sich im Schuh ein statistisch signifikant späterer Aktivierungsbeginn abzeichnet (MAYER 2001).

Dies kann als weiterer Hinweis dafür gewertet werden, dass Schuhwerk möglicherweise die Ansprache sensorisch wirksamer Mechanismen reduziert. Unklar bleibt dabei allerdings, ob das individuelle Barfußmuster trotz der heutigen nahezu dauernd Schuhe tragenden Zivilisation tatsächlich gespeichert und somit unmittelbar abrufbereit ist, oder ob nicht vielmehr ein an das Tragen von Schuhen adaptiertes Laufmuster generiert wurde. Ziel der Untersuchung war somit zu evaluieren, ob ein unmittelbar nach dem Entfernen des Schuhwerk gemessenes, individuelles Barfußmuster, als ein ge-

speichertes tatsächliches Muster angesehen werden kann, oder ob erst nach einer mehrtägigen Adaptation an das Barfußlaufen ein natürliches Barfußmuster verfügbar wird.

Methoden

Im Test-Retest-Verfahren wurden insgesamt 8 beschwerdefreie Freizeitsportler (männlich 6, weiblich 2) mit einem Trainingsumfang in unterschiedlichen Sportarten zwischen 4 und 7 Stunden /Woche evaluiert. Einschlusskriterien umfassten ein Alter zwischen 18 und 50 Jahren, völlige akute Beschwerdefreiheit, Fehlen von Operationen und Verletzungen der unteren Extremität und der LWS in den letzten 2 Jahren, Laufbanderfahrung und ein Q-Winkel $< 10^\circ$. Die Probanden wurden orthopädisch untersucht und anthropometrische Daten dokumentiert. Tabelle 1 gibt Aufschluss über die Zusammensetzung der Stichprobe.

Tab. 1: Stichprobe

Anzahl [n]	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI	Training [h/Wo.]
8	6/2	28 ± 5	179 ± 88	74 ± 11	23 ± 2	4 ± 2

In einer Eingangsuntersuchung (U1) wurden zunächst mögliche Unterschiede im Koordinations- und Abrollmuster zwischen dem Tragen eines Schuhs und dem Barfußlaufen bei einer Geschwindigkeit von 12km/h und verschiedenen Neigungen (Ebene, 5% Steigung, 5% Gefälle) auf dem Laufband (Cosmos Quasar) ermittelt. Gymnastikschläppchen dienten dabei zur Fixierung der Druckmesssohlen an der Fußsohle in der Barfußkondition. Bestimmt wurden parallel die elektromyografische Aktivität (bilaterales, bipolares Oberflächen-EMG, Noraxon, 1000 Hz) der Mm. tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), gastrocnemii medialis (GM) bzw. lateralis (GL) und soleus (SOL) und die plantare Druckverteilung (Novel PEDAR mobile, 50 Hz, 1 Sensor/2cm²) am Interface zwischen Fuß und Schuh. Ein externer Trigger wurde zur Bestimmung der Phasen der Schrittzzyklus eingesetzt. Basierend auf der Einteilung von Winter wurden im Laufen die Phasen Weight-Acceptance und Push-Off definiert als die ersten 20% der stride time bzw. die Zeit von 20% bis Toe-off (WINTER 1991)

Direkt nach U1 durften die Probanden für die Dauer von 5 Tagen maximal 2h am Tag Schuhwerk tragen. Eine tägliche sportliche Mindestaktivität (barfuß) von einer Stunde wurde eingehalten. In Probandentagebüchern wurde der Tagesablauf dokumentiert. Beschwerden oder Dropouts wurden nicht verzeichnet. Im Anschluss an diese Adaptationsphase erfolgte eine der U1 analoge

Messung U2. Die Position der Elektroden wurde durch dauerhafte Markierungen möglichst identisch lokalisiert.

Als EMG-Messgrößen dienten nach Signalbearbeitung (full wave rectification, smoothing und Normalisierung, enemble averages aus 10 Schritten) zunächst Zeitmessgrößen zur Analyse des muskulären Koordinationsmusters: der Aktivierungsbeginn [T_ini] bezogen auf Touch-down, der Zeitpunkt des Maximums [T_max] und die Gesamtdauer der Aktivierung [T_tot]. Die Schwelle der On-Off Muster wurden nach HARDIN (1998) als 10% der mittleren Aktivierung nach Signalbearbeitung festgelegt.

Zur Quantifizierung des Ausmaßes der Aktivierung wurden Amplitudenanalysen durchgeführt. Dargestellt sind die mittleren, normalisierten Amplituden in der Voraktivierung [PRE] der Weight-Acceptance [WA] und der Push-Off-Phase [PO].

Bezüglich der plantaren Druckverteilung fand ebenfalls eine Mittelung von 8-10 Zyklen in der Kontaktphase statt. Als Endmesswert wurde die Abweichung der individuellen Ganglinie zur Fußlängsachse (bisection of plantar angle) bestimmt [G]. Die Ganglinie stellt den Verlauf des Center of Pressure dar; G wurde definiert als die Summe der Flächen medial und lateral der Bisection of Plantar Angle zur quadrierte Fußlänge multipliziert mit einem Korrekturfaktor von 100 (Abb. 1) Vmaxmed_WA und T_Vmaxmed_WA quantifizieren zusätzlich die maximale Geschwindigkeit bzw. den Zeitpunkt des ersten latero-medialen Übergangs in der Weight-Acceptance (Abb. 2).

Die statistische Analyse der Daten erfolgte nach Plausibilitätskontrolle mittel mehrfaktorier ANOVA mit Messwertwiederholung und dem zweiseitigen Test nach Tukey-Kramer ($\alpha=0.05$).

Ergebnisse

In M1 konnten Unterschiede im elektromyografisch erfassten Koordinationsmuster zwischen dem Laufen Barfuß und in einem Laufschuh festgestellt werden. Eine kürzere Voraktivierung und eine geringere Gesamtzeit war statistisch signifikant für die Plantarflexoren des Unterschenkels und besonders ausgeprägt im Gefälle ($p<0,05$). Die deskriptiv erkennbaren Unterschiede in der Plantaren Druckverteilung konnten statistisch nicht nachgewiesen werden ($p>0,05$). Tendenziell kann aber eine schwächere Abweichung der Ganglinie von der Fußlängsachse (kleineres G) im Schuh und ein früheres Auftreten des latero-medialen Übergangs festgehalten werden. Die Aktivierungsstärke verändert sich dagegen nicht durch das Tragen eines Schuhs ($p>0,05$). Diese Ergebnisse sprechen für eine generelle Reduktion des Abrollvorgangs – sowohl des afferenten Inputs, als auch des neuromuskulären und biomechanischen Outputs – durch das Tragen eines Schuhs.

Auch die Neigung des Untergrundes hat einen Einfluss auf das Koordinationsmuster. Im Gefälle finden wir einen statistisch signifikant früheren Aktivierungsbeginn und ein früheren T_max des Peroneus und des M. Soleus verglichen mit Ebene und Steigung. Im Soleus ist dieser Unterschied in beiden Schuhbedingungen nachweisbar, während der Peroneus nur im Laufschuh einen statistisch signifikanten Unterschied aufweist. Das Koordinationsmuster in der Steigung unterscheidet sich von dem auf der Ebene nur in der Gesamtzeit des GM im Laufschuh.

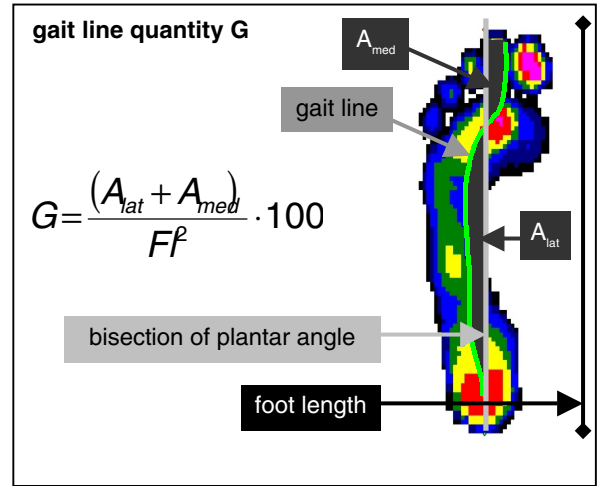


Abb. 1: Definition of G as geometric quantity of the gait line

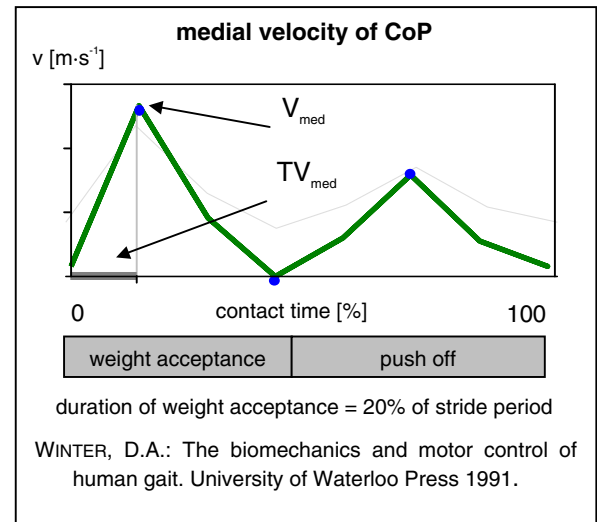


Abb. 2: Definition of Vmed as a time quantity of the gait line

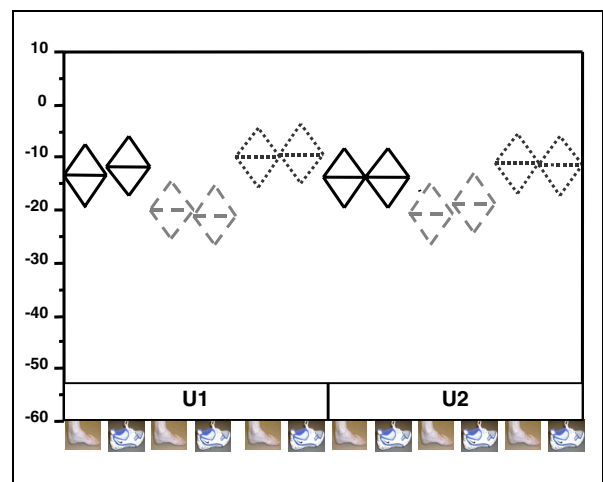


Abb. 3: Beginn der Aktivierung des M. Peroneus in % eines Doppelschrittes bei verschiedenen Neigungen (schwarz = Ebene, grau gestrichelt = Gefälle, schwarz gepunktet = Steigung) akut (U1) und nach der 5-tägigen Adaptationsphase barfuß (U2)

Außerdem ist der Situationseinfluss auch in Ausmaß der Aktivierung nachzuweisen: Die Amplitudenhöhe der Strecksehne und des P nimmt besonders in der Voraktivierung stark zu, während sie im PO geringer ist als beim Ebene und Bergauflaufen. Zwischen Ebene und bergauf konnte kein Unterschied gefunden werden. Die plantare Druckverteilung kann dagegen keine Unterschiede abbilden ($p > 0,05$).

Das typische BF Muster lässt sich durch die Adaptationsphase nicht verändern. In keiner der verwendeten zeitlichen oder räumlichen Messgrößen im EMG oder der plantaren Druckverteilung lassen sich auf der Ebene Interventionseffekte durch das 5-tägige Barfußlaufen erkennen. Die Medianwerte der Differenzen zwischen U1 und U2 liegen für alle Muskeln für T_{tot} zwischen 0 und 3% der Stride time, für T_{ini} zwischen 0 und 2% und bei -0.0024 für G. Die einzige Bedingung, in der Unterschiede aufzutreten scheinen ist die Barfußbedingung bergab. Da die Probanden jedoch an diese – doch nicht allzu häufig auftretende – Art des Laufens nicht gewöhnt waren, muss dieser singuläre Effekt wohl eher einer Adaptation an die Messbedingungen als einem reell differenten Gangmuster zugeschrieben werden.

Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung unterstützen die Hypothese der Präsenz gespeicherter und sofort abrufbarer, stabiler Laufmuster, die sich zwischen beschuhtem und Barfußlauf sowie zwischen Gefälle von Ebene bzw. Steigung unterscheiden. Mögliche zu diskutierende Interpretationsansätze für die frühere und höhere Muskelaktivierung des Sprunggelenksstabilisators beim Bergablaufen wären die „Vorbereitung“ auf höhere Impactkräfte oder ein zu den anderen beiden Neigungsverhältnissen generell differierender Laufstil.

Eine Adaptationsphase an das Barfußlaufen scheint im Gegensatz zu häufigen geäußerten Annahmen keinen Einfluss zu haben, so dass von validen Messungen direkt nach Ausziehen eines Schuhs ausgegangen werden kann. Allerdings müssen weitere mögliche Erklärungen für die dargestellten Ergebnisse in Betracht gezogen werden. Es muss kritisch diskutiert werden, ob eine Adaptationszeit von 5 Tagen als ausreichend angesehen werden kann. Aus der Literatur sind keine Angaben über die erforderliche Länge einer Adaptationsphase bekannt, um messbare Effekte hervorzurufen. Ein weiterer interessanter Einflussfaktor ist die individuelle Sensibilität auf äußere Veränderungen. Schaff definiert Adapters und Non-Adapters (SCHAFF 1996) und es ist beispielsweise aus Trainings- und Therapiestudien bekannt, dass Individuen unterschiedlich schnell und in einem unterschiedlichen Ausmaß externe Situationswechsel kompensieren.

Besonders in Bezug auf die In-Schuh- Druckmessungen können auch methodische Probleme wie die Einzugsfrequenz und die im Vergleich zu den Druckmessplatten geringe Auflösung (z.B. Novel Emed-SF, mit einer Auflösung von 4 Sensoren/cm²) der Messsohlen, die minimale Effekte verschleiern, in Betracht gezogen werden. Ein größeres Probandengut, das auch Patienten umfasst und eine längere Adaptationsphase bleiben für folgende Untersuchungen zu überprüfen.

Literatur

- ARCHAMBAULT, J./WILEY, J./BRAY, R.: Exercise loading of tendons and the development of injuries. A review of current literature. In: *Sports Med* 20 (1995), 77-89
- BAKER, M.D./BELL, R.E.: The role of footwear in childhood injuries. In: *Pediatr Emerg Care* (1991), 353-355
- CAVANAGH, P.R.: The foot as a sensory organ. In: *Proceedings of the 17th International Society of Biomechanics*. Calgary 1999, 18
- DE WIT, B./DE CLERQ, D./LENOIR, M.: The effect of varying mid-sole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. In: *J Appl Biomech* 11 (1995), 395-406
- FREDERICSON, M.: Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. In: *Sports Med* 21 (1996), 49-72
- HARDIN E.C./HAMILL, J.: *Int. Soc. Electrophysiol. & Kinesiol.* (1998), 142-143
- HENNIG, E.M./MILANI, T.L.: Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. In: *Sportverletzung Sportschaden* 14 (2000), 90-97
- HINTERMANN, B./NIGG, B.: Pronation in runners – Implications for injuries. In: *Sports Med* 26 (1998), 169-176
- KOGLER, G.F./VEER, F.B.: The influence of medial and lateral orthotic wedges on loading of plantar aponeurosis In: *Proceedings of the 3rd Symposium of Functional Footwear*, Tokio (1997), 20-21
- MACERA, C.A.: Lower extremity injuries in runners. *Advances in prediction*. In: *Sports Medicine* 13 (1992), 50-57
- MAYER, F./GRAU, S./BÄURLE, W./HORSTMANN, T./HEITKAMP, H.C./GOLLHOFER, A./DICKHUTH, H.-H.: Differences and influence of EMG-time quantities in healthy subjects and patients with achilles tendonitis. In: *Med Sci Sport Exer* 33 (2001), S5, 89
- NIGG, B.M.: *Biomechanics of running shoes*, Champaign, IL 1986
- ROBBINS, S./GOUW, G.J./MCCLARAN, J./WAKED, E.: Protective sensation of the plantar aspect of the foot. In: *Foot Ankle* 14 (1993), 6, 347-352
- ROBBINS, S./WAKED, E.: Factors associated with ankle injuries. Preventive measures. In: *Sports Med* 25 (1998), 63-72
- ROBBINS, S./WAKED, E.: Hazard of deceptive advertising of athletic footwear. In: *Br J Sports Med* 31 (1997), 299-303
- ROSE, N.E./FEIWELL, L.A./CRACCHIOLO, A.: A method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized sensor: The effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. In: *Foot Ankle* 13 (1992), 263-270
- SCHAFF, P.: Biomechanical adaptation in sports. In: *Dt Zeitsch f Sportmed* 47 (1996), 273-280
- STEFANYSHYN, D./NIGG, B.M.: Shoe insert construction influences foot and leg movement. *Proceedings of the 3rd Symposium on Functional Footwear Tokio* (1997), 28-29
- THOMPSON, M./LÜTHI, S.: Effects of running shoe sole construction on dynamic foot stability. *Proceedings of the 3rd Symposium on Functional Footwear Tokio* (1997), 60-61
- VAN SCHIE, C./ULBRECHT, J.S./BECKER, M.B./CAVANAGH, P.R.: Design criteria for rigid rocker shoes. In: *Foot Ankle* 21 (2000), 833-844
- VAN WOENSEL, W./CAVANAGH, P.R.: A perturbation study of lower extremity motion during running. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 8 (1992), 30-47
- WINTER, D.A.: *The biomechanics and motor control of human gait*. University of Waterloo Press 1991
- XU, H./AKAI, M./KAKURAI, S./YOKOTA, K./KANEKO, H.: Effect of shoe modification on center of pressure and in-shoe plantar pressures. In: *Am J Phys Med Rehab* 78 (1999), 516-524

Weitere Informationen sind erhältlich bei: Anja HIRSCHMÜLLER, Universität Tübingen, Medizinische Klinik, Abteilung Sportmedizin, Hölderlinstr. 11, 72074 Tübingen, eMail: anja.hirschmueller@gmx.net