

Walther M, Mayer B

# Aktuelle Trends in der Sportschuhentwicklung

## Current trends in the development of sports shoes

Zentrum für Fuß- und Sprunggelenkchirurgie, Orthopädische Klinik München-Harlaching

### ZUSAMMENFASSUNG

Die Konzepte im Sportschuhbau unterlagen in den letzten Jahren einem grundlegenden Wandel. Ziel dieser Arbeit ist es, eine Übersicht über aktuelle sportwissenschaftliche, biomechanische und sportmedizinische Forschungsergebnisse zu geben und anhand dieser Daten den Paradigmenwechsel und seine Umsetzung in aktuellen Sportschuhmodellen darzustellen.

Die Dämpfung spielt für die Reduktion der Maximalkräfte beim Fersenaufprall nur eine geringe Bedeutung, wobei ein zu viel ebenso problematisch ist, wie ein zu harter Schuh. Als Zielgröße gilt derzeit die Differenz zwischen einem Naturboden und unseren Kunstböden auszugleichen.

Mit dem Verfahren der inversen Dynamik lassen sich Zusammenhänge zwischen einer hohen Pronationswinkelgeschwindigkeit und Erkrankungen wie Shin-splints, Patellofemorales Schmerzsyndrom oder Tractus-iliotibialis-Syndrom herstellen. Als besonders problematisch konnten große Hebelarme im Fersenbereich identifiziert werden.

Die aktuellen Trends in der Sportschuhindustrie sind die Reduktion der Einflüsse des Schuhs auf den Bewegungsablauf und die stärkere Berücksichtigung der individuellen Faktoren des Sportlers, unter anderem durch einen für fast jede Sportart spezifischen Schuh. Im Vergleich zu früher hat das Konzept der Dämpfung als auch der medialen Abstützung an Stellenwert verloren. Dafür werden biomechanisch ungünstige Faktoren wie Hebelarme reduziert. Darüber hinaus ist die Passform aktuell stark in den Fokus gerückt, was unter anderem zu Mehrweitenkonzepten und dem industriell gefertigten Sport-Maßschuh geführt hat.

**Schlüsselworte:** Sport, Schuh, Biomechanik, Verletzung, Übersichtsartikel

### EINLEITUNG

Für lange Zeit wurde der Sportschuh durch die Begriffe „Dämpfen, Stützen, Führen“ charakterisiert (25,31). Inzwischen wird diese Paradigma sehr kritisch diskutiert (2,26,41). Trotz langjähriger Sportschuhforschung hat die Prävalenz von Verletzungen nicht signifikant abgenommen (4,37,38,39), allerdings auch vor dem Hintergrund immer höherer Leistungen der Sportler. Gleichzeitig gibt es „Den idealen Sportschuh“ nicht mehr. Der Markt ist charakterisiert durch eine Vielzahl von sportartspezifischen Schuhen unter der Vorstellung, dass sportartspezifische Belastungen sehr unterschiedlich sind und mit dem Schuh auf Leistung und Verletzungsrisiko Einfluss genommen werden kann (5,14,43). Die Optimierung der Schuhe geht so weit, dass für asymmetrische Sportarten wie Fechten, unterschiedlich konzipierte Schuhe für links und rechts angeboten werden.

### SUMMARY

The concepts used in sport shoe design are currently in a phase of fundamental change. The objective of this paper is to give an overview of current research and literature concerning sports science, biomechanics and sports medicine and to thereby demonstrate the present change of paradigms, including examples of current sport shoe models.

Cushioning is not of primary importance in reducing maximum load of heel impact. Too much cushioning causes negative effects, as does a too-hard sole. Currently, the goal is to compensate the difference between natural ground and the artificial ground of sports arenas.

It was possible to identify correlations between high pronation velocity and sports-associated problems like shin splints, patellofemoral pain syndrome or iliotibial tract syndrome, using the calculation model of inverse dynamics. High lever arms at the heel part were identified as a major causative factor.

The current trends in sports shoe industries are reduction of the influence of the shoe on the natural movement pattern together with a stronger consideration of individual factors of the sportsman. There is a now special shoe available for nearly every sports discipline. Compared to several years ago, cushioning and medial support are considered less important than a reduction of lever arms. Another focus is on fit, which has led to concepts with different shoe widths and industrialised custom-made sports shoes.

**Keywords:** sports, shoe, biomechanics, injury, review

Diese Arbeit soll einen Überblick über die aktuellen Konzepte in der Sportschuhentwicklung liefern, wobei ein Schwerpunkt im Bereich des Laufsports gesetzt wird.

### GRUNDLEGENDER AUFBAU EINES SPORTSCHUHS

Vereinfacht besteht jeder Sportschuh aus zwei Komponenten, der Sohle und dem Oberteil. Das Oberteil bedeckt den Fuß, während die Sohle für Stabilität und Dämpfung verantwortlich ist und die Kontaktzone zwischen Untergrund und Fuß darstellt. Das Oberteil besteht aus Zehenraum, Fersenkappe, Einschluß, Zunge und Quartier. Die Sohle besteht aus einer Innensohle, einer Brandsohle und einer Außensohle. Der Leisten, ein Fußmodell aus Holz oder Kunststoff ermöglicht es, den Schuh in der geplanten Größe und Form herzustellen. Die Leistenform kann

entweder gerade, halb gebogen oder gebogen sein. Da die meisten FüÙe leicht nach innen gebogen sind, gilt der gebogene Leisten als etwas komfortabler. Der gerade Leisten dagegen bietet mehr Stabilität auf der Innenseite, was bei Sportlern mit sehr flexiblem Fuß vorteilhaft sein kann. Die Leistenform orientiert sich an Durchschnittsmessungen der Bevölkerung, für die der Schuh hergestellt wird.

### Dämpfung

Der Zusammenhang zwischen Fersenaufprallkräften beim Sport und Erkrankungen des Bewegungsapparates wurde ursprünglich anhand von Tiermodellen und theoretischer Überlegungen hergestellt, konnte jedoch bis heute am Menschen nicht schlüssig belegt werden (9, 12, 25, 30). Neuere Ansätze mit Hilfe der inversen Dynamik, welche die Berechnung von Belastungen innerhalb der biologischen Struktur erlaubt, haben gezeigt, dass die Beanspruchung von Knorpel, Bändern, Knochen und Sehnen der unteren Extremität nicht oder nur minimal von den Dämpfungseigenschaften der Sohle abhängig sind (6, 19). Vielmehr resultiert die Belastung aus dem Zusammenspiel von Gelenkgeometrie, muskulärer Stabilisierung und externen Kräften (36).

Ein derzeit diskutierter Effekt des Fersenaufpralls ist die Vibration der Weichteile (26). Da Vibrationen der Weichteile als unangenehm empfunden werden, ist es das Bestreben des Sportlers diese aktiv muskulär zu reduzieren (24, 27). Das unterschiedliche „Laufgefühl“ auf hartem oder weichem Untergrund, bzw. mit harten oder weichen Schuhen könnte mit Veränderungen der Weichteilvibrationen zusammenhängen und den verbundenen Änderungen der Muskelaktivität. Veränderungen im EMG-Signal bestätigen diese Annahmen (21, 29). Auf der Basis der aktuellen Erkenntnisse kann angenommen werden, dass die Aufprallkräfte während normaler sportlicher Aktivitäten für die Entstehung von Verletzungen keine relevante Rolle spielen, jedoch Müdigkeit, Komfort, Muskelarbeit und die Performance maßgeblich beeinflussen (2, 26).

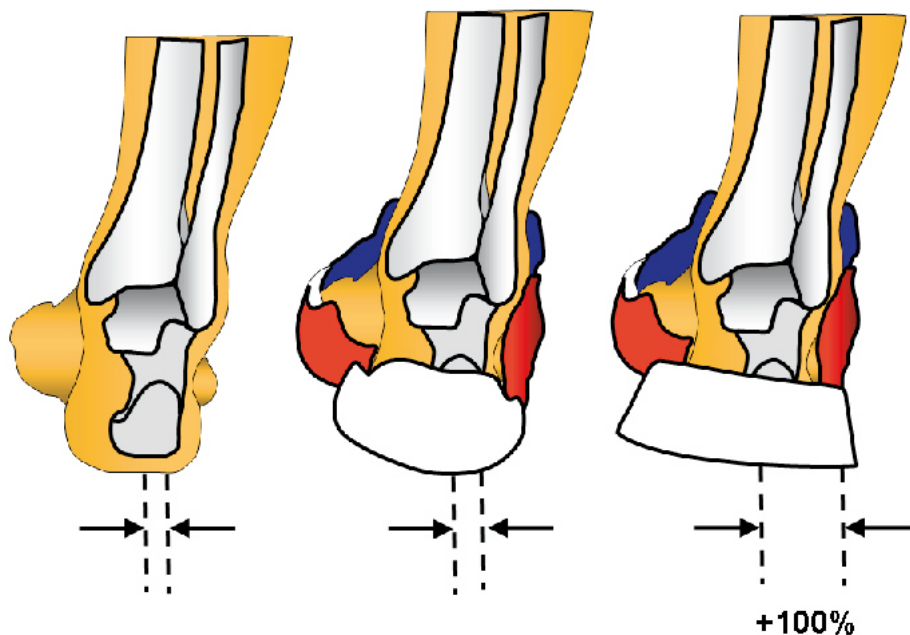
Wie viel Dämpfung ist nun sinnvoll? Die längste Zeit seiner Entwicklung war der Mensch barfuß auf einem Naturboden unterwegs. Anthropologen gehen von einer Laufstrecke von bis zu 40 km pro Tag aus (15), wobei schnelles Laufen einen wesentlichen Selektionsvorteil darstellte. Die aktuellen Überlegungen gehen dahin, durch den Schuh die Differenz zwischen einem Naturboden und dem Kunstboden auszugleichen. Ein mehr an Dämpfung scheint ebenso problematisch, wie ein zu wenig.

### Bewegungskontrolle

Eine exzessive Fußversion und/oder Tibiarotationskräfte werden Zusammenhang mit einem Anstieg von Überlastungssyndromen im Bereich des Knies, wie z.B. dem Patellafemoralschmerzsyndrom oder dem Traktus-iliotibialis-Syndrom gebracht (3, 10, 11, 17). Aber auch über ein gehäuftes Auftreten von Shin-splints, Achillodynien, plantarer Fasciitis und Stressfrakturen wird in der Literatur

berichtet (4, 12). Konsequenterweise wurde daher eine regelhafte Ausrichtung des Skeletts als eine wesentliche Aufgabe von Laufschuhen und Einlagen gesehen. Die Unterstützung des medialen Längsgewölbes wird häufig als wichtigste Maßnahmen zur Korrektur einer Überpronation dargestellt, wobei der Effekt auf die Fuß- und Beinbewegung oft nur klein und nicht konsistent war (7, 16, 20, 23, 32). Auch die Integration von härteren Komponenten medialseitig (sog. „Second Density“), welche der Pronationsbewegung einen höheren mechanischen Widerstand entgegen setzen sollte, war nicht geeignet die Pronationsbewegung grundlegend zu beeinflussen (8, 35). Eine prospektive Studie an 131 Läufern über einen Zeitraum von 6 Monaten mit einem durchschnittlichen Trainingsumfang von 30 km / Woche ergab, dass die Achsausrichtung von Fuß- und Sprunggelenk keine Vorhersage bezüglich laufassoziierter Verletzungen erlaubt (1). Auch mit Messungen der Knochenbewegung selbst ließ sich keine Konsistenz der Zusammenhänge zwischen medialer Abstützung und Bewegung nachweisen (22, 34).

Mit dem sehr aufwändigen Verfahren der inversen Dynamik ließen sich Zusammenhänge zwischen Pronation und Sportverletzungen herstellen. Die inverse Dynamik erlaubt eine Berechnung der Belastung innerer biologischer Strukturen auf der Basis von kinetischen und kinematischen Messwerten. Von besonderer Bedeutung in der Identifikation der Ursache von Überlastungsbeschwerden sind die Gelenkmomente. Die Korrelation von Pronation sowie Rotations- und Abduktionsmomenten in der Tibia ermöglichte Shin-splints, das Tractus-iliotibialis-Syndrom, und das Patellofemorale-Schmerzsyndrom als Pronationsfolge zu erklären (36). Die Messungen zeigten aber auch, dass weniger die maximale Pronation das Problem darstellt, als vielmehr die Kraft, mit welcher der Fuß beim Fersenaufsatz in die Pronation gedrückt wird, u.a. ausgedrückt durch die Pronationswinkelgeschwindigkeit. Diese Kraft kann, je nach Konstruktion des Sportschuhs, doppelt so hoch sein, wie beim Barfußlauf (Abbildung 1). Daher werden weitausladende Fersenpartien inzwischen sehr kritisch gesehen (8).



**Abbildung 1:** Eine weit ausladende Fersenpartie kann über eine Verdopplung des Hebelarms zu einer erhöhten Pronationswinkelgeschwindigkeit führen, in Verbindung mit einer vermehrten Beanspruchung der Tibialis posterior Sehne.

## Passform

Der Begriff „Komfort“ bei Laufschuhen ist besetzt mit der Einschätzung der Passform und der Einschätzung inwieweit der Schuh das „natürliche Abrollverhalten“ unterstützt (40). Die Passform wird vom Sportler als eines der wichtigsten Eigenschaften des Schuhs eingestuft (13). Die Passform nimmt im Vergleich zu den mechanischen Eigenschaften eines Schuhs eine Sonderstellung ein. Dämpfung und Mechanik lassen sich durch objektive Testverfahren unabhängig vom Sportler bestimmen, während die Passform immer eine Interaktion zwischen Schuh und Läufer voraussetzt und schwer objektivierbar ist. Alle drei Faktoren beeinflussen letztlich die Bewegung im Schuh, wobei im Gegensatz zu Dämpfung und Mechanik der Läufer die Passform subjektiv gut beurteilen kann (18). Eigene Untersuchungen haben gezeigt, dass der bevorzugte Laufschuh stets sehr gut bezüglich der Passform eingestuft wird (40). Inwieweit eine gute Passform im Fersenbereich mit einer Reduktion der Pronationswinkelgeschwindigkeit einhergeht, ist nach wie vor nicht abschließend geklärt (33,35).

## Umsetzung der aktuellen Erkenntnisse in der Sportschuhindustrie

Vor dem Hintergrund der neueren wissenschaftlichen Erkenntnisse sind die beiden großen Trends im aktuellen Sportschuhbau:

- Individualisierung an Passform.
- Generierung von Kräften, ähnlich dem Barfußlauf auf einem Naturboden.

Die verschiedenen Firmen setzen diese Konzepte unterschiedlich um. Beispiele für die Individualisierung der Passform ist das Mehrweitesystem von New Balance. Hier werden von den Top-Modellen 4 verschiedene Breiten pro Schuhgröße angeboten. Allerdings ist die Abstufung mit unterschiedlicher Breite auf den Vorfuß limitiert, während Mittelfuß und Fersenbereich bei allen 4 Breiten identisch ist. Gerade im Mittelfuß- und Fersenbereich, wo der Passform eine besondere Bedeutung zukommt findet keine Abstufung statt. Andere Hersteller haben nachgezogen und bieten für ausgewählte Modelle meist zwei bis drei unterschiedliche Schuhbreiten. Aufgrund der höheren Lagerhaltungskosten stoßen diese Konzepte nicht immer auf Begeisterung bei Sporthandel, oft werden nur die mittleren Größen vorrätig gehalten (42).

Das Biomorphic Fit™ System von Asics zeichnet sich durch weiche, elastische Partien im Vorfußbereich aus, sodass es auch bei einem milden Hallux valgus oder Tailors bunion zu keinen Druckstellen kommt und der Schuh für eine größere „Anatomische Bandbreite“ attraktiv ist. Spezielle Produktlinien für Frauen, sowie unterschiedliche



**Abbildung 2:** Wabenstrukturen besitzen im Vergleich zu Schäumen eine längere Haltbarkeit, sind aber noch deutlich schwerer.

Leistenformen für die verschiedenen Kontinente sind weitere Ansätze den erheblichen Unterschieden der Fußform von Mann und Frau sowie zwischen von verschiedenen ethnischen Gruppen gerecht zu werden (4,13,28). Nachdem Nike als eine der ersten Firmen spezielle „Frauenschuhe“ angeboten hat, finden sich diese zwischenzeitlich in den Programmen aller

großen Hersteller. Neben den unterschiedlichen Proportionen wird zunehmend auch das niedrigere Gewicht der Frauen bei der Gestaltung der Sohlenflexibilität berücksichtigt. adidas™ ist mit dem Programm „mi adidas“ (www.adidas.com) Vorreiter bei der individuellen Schuhfertigung. Für einzelne Schuhmodelle steht eine sehr große Anzahl unterschiedlicher Leistenformen zur Verfügung. Aus dieser Bandbreite kann dann, entsprechend der mit einem Fußmessgerät erfassten Fußform, der optimal passende Schuh gewählt werden. Anhand von kinematischen Messungen erfolgt die Entscheidung für die passende Mittelsohle. Diese Technologie wird für Lauf-, Fußball-, Tennis-, Basketball- und Handballschuhe angeboten.

Dem unterschiedlichen Bedürfnis nach Dämpfung wird mit verschiedenen weichen Schuhen begegnet. Technisch umgesetzt wird dies mit PU- und EVA-Schäumen, Wabenstrukturen (Abbildung 2) oder Gels. Ein innovatives Konzept ist die elektronische Steuerung der Dämpfung über einen Servomotor, welche die Vorspannung des Dämpfmoduls unter der Ferse verändern kann. Allerdings ist dieser, als „adidas one“™ vermarktete Schuh noch zu schwer, um in der Gruppe der ambitionierten Sportlern auf große Resonanz zu stoßen. Neue, vor allem auch leichtere Umsetzungen dieses noch sehr jungen Konzepts sind aber bereits angekündigt.

Die Reduktion von Hebelarmen im Rückfußbereich wird durch speziell abgesetzte Zonen erreicht, die sich leichter deformieren und so den Fuß beim Fersenaufsatz nicht in die Pronation drücken. Das „Crash-Pad“™ von Nike ist ein Beispiel für diese Technologie (Abbildung 3).



**Abbildung 3:** Die abgeschrägte Fersenpartie beim Nike Caesium™ führt zu einer Reduktion des Hebelarms (Foto: Stefan Grau, Universität Tübingen). Reebok entkoppelt die Sohle im Fersenbereich durch multiple Bohrungen im Sohlenmaterial, sodass eine Bewegung von wenigen Millimetern zwischen Außensohle und dem Schuh möglich wird. Dies führt zu einer Reduktion der in Richtung Pronation wirkenden Kräfte während der ersten Millisekunden nach Bodenkontakt.



**Abbildung 4:** Beim der ForMotion™-Technologie wird der Fersenbereich vom restlichen Schuh vollständig entkoppelt. Die Außensohle gleitet auf eine Halbschale. Der Hebelarm der angreifenden Kraft wird so sehr nahe an den Fuß gebracht.



**Abbildung 5:** Der Nike Free™ zeichnet sich aus durch das Fehlen sämtlicher stabilisierender Elemente. Hierdurch können Kraftverhältnisse, sehr ähnlich dem Barfußlauf erzielt werden.

Eine komplette Entkopplung zwischen Fersenpartie und Schuh erzielt Adidas mit dem ForMotion™ Konzept. Hier gleitet die Außensohle auf einer Halbschale und reduziert den Hebelarm sowohl für Vertikal-, als auch für Rotationskräfte. Ziel ist das mit der Pronation verbundene Drehmoment, welches in Zusammenhang mit zahlreichen laufassoziierten Verletzungen gesehen wird, zu reduzieren (Abbildung 4).

Den konsequentesten Schritt in Richtung Barfußlauf ging Nike mit dem „Nike Free“. Dieser Schuh zeichnet sich durch das Fehlen jeglicher

stabilisierender Elemente aus (Abbildung 5).

Die Dämpfung orientiert sich an einem Naturboden. Dieser Schuh stellt erheblich höhere Anforderungen an die muskuläre Stabilisierung des Fußes als herkömmliche Sportschuhe. Nicht wenige Sportler reagierten zunächst mit Muskelkater, nachdem sie erstmals diesen Schuh getragen haben. Inzwischen wird der Schuh als Trainingsgerät vermarktet, weniger als Laufschuh.

## SCHLUSSFOLGERUNG

Das bisherige Paradigma im Sportschuhbau „Dämpfen, Stützen, Führen“ wird zunehmend abgelöst von Konzepten, welche das individuelle Bewegungsmuster des Sportlers besser berücksichtigen. Dies umfasst sportartspezifische Belastungen, die individuelle Anatomie und die Bewegungsform.

Immer mehr steht die Prämisse im Vordergrund die Bewegung des Fußes und die natürlich auftretenden Kräfte möglichst wenig zu beeinflussen. Dies geschieht durch eine immer stärkere Ausweitung der Passformen, bis hin zu Individualsportschuhkonzepten, eine Reduktion von Hebelwirkungen und einer Reduktion der Dämpfung auf das sportartspezifisch erforderliche Maß – wobei die Kraftverhältnisse auf die sich der Bewegungsapparat des Menschen über tausende von Jahren eingestellt hat, als Orientierung gelten.

*Angaben zu finanziellen Interessen und Beziehungen, wie Patente, Honorare oder Unterstützung durch Firmen: Keine.*

## LITERATUR

1. **BAHLESEN, HA:** The ethiology of running injuries: A longitudinal prospective study. University of Calgary, Alberta, Canada, 1989.
2. **BRÜGGEMANN, GP:** Neue Aspekte zum Laufschuh. Sportorthopädie Sporttraumatologie 19 (2003) 93-95.
3. **BUSSEUIL, C, FREYCHAT, P, GUEJ, EB, LACOUR, JR:** Rearfoot-forefoot orientation and traumatic risk for runners. Foot Ankle Int 19 (1998) 32-37.
4. **CAVANAGH PR:** The running shoe book. Anderson World Inc., Mountain View, California, 1980.
5. **CERONI D, DE RV, DE CG, KAELEN A:** The importance of proper shoe gear and safety stirrups in the prevention of equestrian foot injuries. J Foot Ankle Surg 46 (2007) 32-39.
6. **COLE, GK, NIGG, BM, FICK, GH, MORLOCK, MM:** Internal loading of the foot and ankle during impact in running. J Appl Biomech 11 (2000) 25-46.
7. **ENG, JJ UND PIERRYNOWSKI, MR:** The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. Phys Ther 74 (1994) 836-844.
8. **GRAU, S, BAUR, H, HORSTMANN, T:** Pronation in der Sportschuhforschung. Dtsch Z Sportmed 54 (2003) 17-24.
9. **GRAU, S UND HORSTMANN, T:** Dämpfung in der Laufschuhforschung. Sportorthop Sporttraumat 19 (2003) 85-90.
10. **HINTERMANN, B UND NIGG, BM:** Bewegungsübertragung zwischen Fuß und Unterschenkel in vitro. Sportverletz Sportschaden 8 (1994) 60-66.
11. **HINTERMANN B, NIGG BM:** Pronation in runners. Implications for injuries. Sports Med 26 (1998) 169-176.
12. **JAMES SL, BATES BT, OSTERNIG LR:** Injuries to runners. Am J Sports Med 6 (1978) 40-50.
13. **KLEINDIENST F:** Gradierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh - in Bezug auf eine anthropometrische Differenzierung, geschlechtsspezifische Gradierung und geographische Gradierung. Dissertation Deutsche Sporthochschule, Köln, 2003.
14. **LAKE MJ:** Determining the protective function of sports footwear. Ergonomics 43 (2000) 1610-1621.
15. **LEE RB, DEVORE I:** Man the Hunter. Aldine, Chicago, 1968.
16. **MCCULLOCH MU, BRUNT D, VANDER LD:** The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. J Orthop Sports Phys Ther 17 (1993) 2-10.
17. **MESSIER SP, EDWARDS DG, MARTIN DF, LOWERY RB, CANNON DW, JAMES MK, CURL WW, READ HM, JR HUNTER DM:** Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. Med Sci Sports Exerc 27 (1995) 951-960.
18. **MILANI TL, KIMMESKAMP S, HENNIG EM:** Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen. Dtsch Z Sportmed 48 (1997) 139-144.
19. **MORLOCK M:** A generalized three-dimensional six-segment model of the ankle and the foot. University of Calgary, Alberta, Canada, 1990.
20. **NAWOCZENSKI DA, COOK TM, SALTZMAN CL:** The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. J Orthop Sports Phys Ther 21 (1995) 317-327.
21. **NIGG BM:** Impact forces in running. Curr Opin Orthop 8 (1997) 43-47.
22. **NIGG BM, KHAN A, FISHER V, STEFANYSHYN D:** Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. Med Sci Sports Exerc 30 (1998) 550-555.
23. **NIGG, BM, MORLOCK, M:** The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Med Sci Sports Exerc 19 (1987) 294-302.
24. **NIGG BM, NURSE MA, STEFANYSHYN DJ:** Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. Med Sci Sports Exerc 31 (1999) 421-428.
25. **NIGG BM, SEGESSER B:** Der Laufschuh - Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. Z Orthop 124 (1986) 765-771.
26. **NIGG BM, WAKELING, JM:** Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. Exerc Sport Sci Rev 29 (2001) 37-41.
27. **NURSE MA, NIGG BM:** Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. Clin Biomech Bristol, Avon 14 (1999) 667-672.
28. **O'CONNOR K, BRAGDON G, BAUMHAUER JF:** Sexual dimorphism of the foot and ankle. Orthop Clin North Am 37 (2006) 569-574.
29. **O'FLYNN B:** Frequency analysis of anticipatory EMG activation of the gastrocnemius medialis and soleus while running on surfaces of different hardness. Thesis, University of Calgary, Alberta Canada, 1996.

30. RADIN EL, PARKER HG, PLUGH JW, STEINBERG KS, PAUL IL: Response of joint impact loading - Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomech* 6 (1993) 51-57.
31. SEGESSER B, NIGG BM: Orthopädische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau. *Sportverletz Sportschaden* 7 (1993) 150-162.
32. SMITH LS, CLARKE TE, HAMILL CL, SANTOPIETRO F: The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *J Am Podiatr Med Assoc* 76 (1986) 227-233.
33. STACOFF A, NIGG BM, REINSCHMIDT C, VAN DEN BOGERT AJ, LUNDBERG A: Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *J Biomech* 33 (2000) 1387-1395.
34. STACOFF A, REINSCHMIDT C, NIGG BM, VAN DEN BOGERT AJ, LUNDBERG A, DENOTH J, STUSSI E: Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech* 15 (2000) 54-64.
35. STACOFF A, REINSCHMIDT C, NIGG BM, VAN DEN BOGERT AJ, LUNDBERG A, DENOTH J, STUSSI E: Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med Sci Sports Exerc* 33 (2001) 311-319.
36. STEFANYSHYN DJ, STERGIU P, LUN, VM, MEEUWISSE, WH, WOROBETS, JT: Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med* 34 (2006) 1844-1851.
37. 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* 37 (2003) 239-244.
38. TAUNTON JE, RYAN MB, CLEMENT DB, MCKENZIE DC, LLOYD-SMITH DR, ZUMBO BD: A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 36 (2002) 95-101.
39. VAN MECHELEN, W: Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med* 14 (1992) 320-335.
40. WALTHER M: Passform und Bewegungsmuster beim Sportschuh. *Orthopädischeschuhtechnik* 11 (2003) 45-48.
41. WALTHER M: Neue Trends im Sportschuhbau - Eine Literaturübersicht. *Fuss Sprunggelenk* 2 (2004) 167-175.
42. WALTHER M: Sportschuhe für Kinder und Jugendliche. *Z Orthop* 143 (2005) 601-603.
43. WALTHER M, REUTER I, LEONHARD T, ENGELHARDT M: Injuries and response to overload stress in running as a sport. *Orthopaede* 34 (2005) 399-404.

**Korrespondenzadresse:**

**PD Dr. med. Markus Walther**  
**Zentrum für Fuß- und Sprunggelenkchirurgie**  
**Orthopädische Klinik München-Harlaching**  
**Harlachinger Straße 51**  
**81547 München**  
**e-Mail: MWalther@schoen-kliniken.de**