

S. Grau^{1,2}, H. Baur¹, Th. Horstmann¹

Pronation in der Sportschuhforschung

Pronation in sport shoe research

1 Medizinische Klinik & Poliklinik, Abteilung Sportmedizin, Universität Tübingen

2 Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen

Zusammenfassung

Die Erforschung des Sportschuhs ist seit 20 Jahren von großem Interesse für die Sportpraxis und die Wissenschaft. Ziel der wissenschaftlichen Studien war und ist Wissen über Veränderungen in der Konstruktion und im Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, die zur Prävention von sportspezifischen Beschwerden und Verletzungen führen sollen. In den Vordergrund der Untersuchungen wurde vor allem die Reduktion zu starker Pronation gestellt, da diese für die Entstehung von Beschwerden im Laufsport verantwortlich gemacht wurde. Es zeigt sich, dass in der Vergangenheit zahlreiche Messgrößen für die Videoanalyse entwickelt, unterschiedliche Schuhdesigns getestet und "Belastungen" bestimmt wurden, jedoch in der Regel kein eindeutiger Zusammenhang zur Pronationsbewegung festgestellt werden konnte. Gründe hierfür können in der ausschließlich mechanischen Beschreibung der Bewegung liegen, da neuromuskuläre Steuerungsprozesse nicht mit einbezogen wurden. Weiterhin können Gründe in der kinematischen Betrachtung mittels Videoanalysen liegen, da vor allem die Validität (2-D und 3-D Messungen) und Reliabilität (2-D Messung) der Ergebnisse kritisch betrachtet werden muss. Zudem wurde dem eigentlichen Zusammenhang zwischen Messgrößen und Beschwerden oder Verletzungen nur unzureichend nachgegangen, da Studien überwiegend an gesunden Probanden durchgeführt wurden. Eine Abgrenzung zu einem pathologischen Abrollvorgang und den daraus ableitbaren Empfehlungen zur Prävention von Beschwerden war somit gar nicht möglich. Zukünftige Forschungen sollten sich einerseits mit einer Weiterentwicklung alternativer Messmethoden (Druckmessung, Kraftmessung) und Messgrößen zur Charakterisierung der Pronationsbewegung beschäftigen, zusätzlich neuromuskuläre Aspekte der Bewegung berücksichtigen (mittels Elektromyographie) sowie Patienten ins Studiendesign integrieren. Für die praktische Umsetzung bedeutet dies, dass die Pronationsbewegung individuell betrachtet werden muss und eine Korrektur durch den Schuh nicht in jedem Fall erfolgen sollte.

Schlüsselwörter: Pronation, Sportverletzung, Sportschuhe, Videoanalyse

Einleitung

Die Erforschung des Sportschuhs ist seit 20 Jahren von großem Interesse für die Sportpraxis und die Wissenschaft. Zwei der ersten wissenschaftlichen Untersuchungen, die sich mit dem Laufsport aus medizinischer Sicht befassten, beschreiben im Wesentlichen die Häufigkeit von Laufbe-

Summary

Sport shoe research has been of great interest in practical sports and science for 20 years. The main goal of the scientific studies was to gain knowledge about changes in the construction and structure of sport shoes to prevent sports specific injuries and complaints. From the beginning, the prevention of overpronation was the most important area to look at, because the etiology of different running injuries was assumed to be related. It could be shown that in the past several quantities were used in video analysis, different shoe designs were tested and „loads“ were determined but no clear relationship towards pronation was detected. Reasons might be the purely mechanical description of the pronation movement, since neuromuscular regulation processes were not measured and analyzed. Furthermore, the measurement method itself (video analysis) could be a reason, as the validity (2-D and 3-D measurements) and the reliability (2-D measurements) of the results have to be interpreted critically. Additionally, the actual relationship between quantities and injuries or complaints was studied ineffectively, as the typical studies were designed and measured with healthy subjects. Pathological patterns as well as recommendations in the prevention of injuries couldn't be defined upon this basis.

Future research shall emphasize the development of alternative measurement methods (pressure distribution, force) and quantities to characterize the pronation movement, as well as on the neuromuscular aspects of movement (with electromyography). Finally, patients have to be integrated into the study designs.

In daily work, knowledge about pronation suggests that rearfoot movement has to be considered individually. Thus, correction of "excessive" pronation movement with specific shoe features is not of desire in any case.

Key words: Pronation, sport injuries, sport shoes, video analysis

schwerden sowie deren Ätiologie (8, 25). Frühe Publikationen, die den Laufsport aus biomechanischer Sicht untersuchten, beschäftigten sich mit der kinematischen und kinetischen Beschreibung des Abrollvorgangs in der Laufbewegung sowie mit der daraus entstehenden Belastung auf den Bewegungsapparat (3, 40). Der erste Laufschuhtest in einem Fachmagazin (Runner's World) erschien ebenfalls zu dieser Zeit (8). Dieses Interesse hing zum einen mit dem stark an-

steigenden (wirtschaftlichen) Interesse am Leistungssport, zum anderen mit den vermehrt auftretenden Verletzungen, ausgelöst durch den Joggingboom der 70er Jahre, zusammen.

Die Ziele der wissenschaftlichen Erforschung des Sportschuhs lagen bis heute im Wesentlichen in der Erkennung und Bestimmung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-)Sport mit dem Ziel, entsprechendes Wissen über Veränderungen in der Konstruktion bzw. im Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, was schließlich zur Prävention von Beschwerden und Verletzungen führen soll. In den Vordergrund der Untersuchungen wurden von Beginn an zwei Aspekte gestellt: Das Verhindern von zu starker Pronation und zu starkem Fersenaufprall beim Laufen in Joggingsschuhen.

Trotz dieser präventiven Ausrichtung in der wissenschaftlichen Erforschung von Sportschuhen (überwiegend Joggingsschuhen) waren Verletzungen beim Laufen stets ein zentrales Problem. So waren und sind Beschwerden im Laufsport deshalb auch Gegenstand mehrerer epidemiologischer Studien in den letzten 30 Jahren (12, 15, 19, 23, 25, 31, 36, 56). Das Hauptinteresse galt dabei im Wesentlichen der Erfassung der Häufigkeiten dieser Beschwerden. So konnte in der Vergangenheit eine Zunahme und Häufung von Kniebeschwerden (18% im Jahr 1971, 50% im Jahr 1984) bei Läufern gezeigt werden. Bis Mitte der 90er Jahre waren Kniebeschwerden (40%) die größten Probleme, gefolgt von Achillessehnen- und Schienbeinbeschwerden.

Die jüngsten epidemiologischen Untersuchungen zeigen, dass heute Probleme im Bereich der Achillessehne, vor allem im Leistungssport, deutlich häufiger auftreten und im Bereich des Knies abgenommen haben (18, 20, 32, 33). Darüber hinaus ist auffallend, dass Achillessehnen- und Kniebeschwerden im Laufe der Jahre immer die häufigsten Beschwerden waren, obwohl diese durch die Forschungsarbeiten und Entwicklungen im Sportschuhbereich eigentlich präventiv hätten verhindert werden sollen. Mögliche Gründe hierfür sollen im Folgenden diskutiert werden.

Die Pronationsbewegung

Wie eingangs dargestellt, war das Verhindern einer zu großen Pronationsbewegung von Beginn an ein zentrales Thema in der Sportschuhforschung, da angenommen wurde, dass ein größeres Pronationsausmaß zu speziellen Beschwerden oder Verletzungen an der unteren Extremität führt. Die Beschreibung und die Einflussfaktoren der Pronationsbewegung werden nun im Folgenden dargestellt.

1) Biomechanische Bewegungsmerkmale der Pronationsbewegung

Aus biomechanischer Sicht ist die Pronationsbewegung eine komplexe Bewegung, die sich aus drei parallel verlaufenden Teilbewegungen zusammensetzt: einer Eversionsbewegung des Kalkaneus, einer Abduktion des Fußes und einer Dorsalflexion des Fußes (42). Bis heute wird in Untersuchungen üb-

licherweise die Abduktion und die Dorsalflexion des Fußes vernachlässigt, da sie nicht (Dorsalflexion) oder nur ungenau (Abduktion) erfasst werden konnten. Somit wurde mit dem Begriff Rückfußbewegungen eigentlich nur die Eversionsbewegung des Kalkaneus gemessen und dann mit der Pronationsbewegung gleichgesetzt. Die gängigste Methode, diese Eversionsbewegung zu messen, wurde von Nigg in den siebziger Jahren eingeführt und wird bis heute in den meisten Untersuchungen verwendet. Sie basiert auf folgenden Messpunkten und Winkeln (siehe Abb. 1):

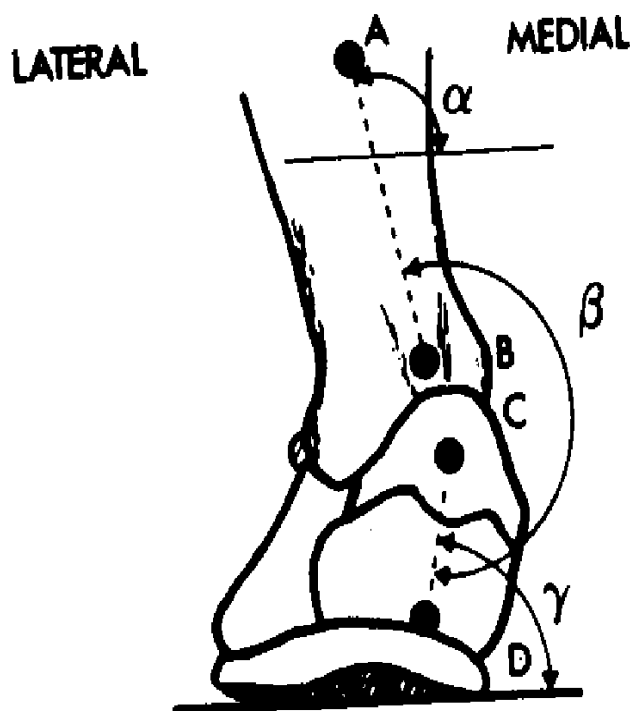


Abbildung 1: Markeranbringung an Fuß und Bein; Darstellung der zentralen Winkelgrößen (42)

Die Messpunkte (Marker) wurden in der Frontalebene im Stand an folgenden anatomischen "Landmarken" der Probanden angebracht:

- Punkt A: 15cm über dem Marker B im Zentrum des Beines (im Barfuß-Stand)
- Punkt B: Auf der Achillessehne direkt oberhalb der Fersenkappe des Schuhs
- Punkt C: Zentral (mittig) am oberen Teil der Fersenkappe
- Punkt D: Zentral (mittig) am unteren Teil der Fersenkappe

Mit ihnen lassen sich zwei zentrale Winkel definieren, die in der Charakterisierung der Pronationsbewegung wichtig erscheinen (siehe Abb. 1):

a) Achillessehnenwinkel β : Der Achillessehnenwinkel ist der medial liegende Winkel definiert durch die Geraden AB und CD. Mit Hilfe des Achillessehnenwinkels β sollen Angaben über die relative Bewegung zwischen dem Kalkaneus und dem Unterschenkel gemacht werden. Ein großer Winkel β

wird oft mit Beschwerden und Verletzungen an der unteren Extremität (Kniebereich, Achillessehne, Tibiakante, Plantarfaszie) in Verbindung gebracht (10, 38, 43, 54).

b) Rückfußwinkel γ : Definiert ist der Rückfußwinkel γ als der medial liegende Winkel zwischen der Geraden CD und der Horizontalen. Ein kleiner Winkel γ zeigt, dass der Schuh seine Stabilitätsfunktion im Rückfußbereich nicht mehr wahrnehmen kann. Diverse Beschwerden und Verletzungen (Kniebereich, Achillessehne, Tibiakante, Plantarfaszie) werden mit einem kleinen Rückfußwinkel in Verbindung gebracht (10, 38, 43, 54).

In der Sportschuhforschung werden bestimmte Abrollsituationen als bedeutsam erachtet: die Auftreffsituation der Ferse (touch-down), die Stützsituation bei vollem Fußaufsatz (stance) und die Abdrucksituation bei abgehobener Ferse (push-off). Die oben genannten zentralen Meßgrößen β und γ sind keine einzelnen Festgrößen. Sie verändern sich während des Abrollvorgangs (siehe Abb. 2). In jeder dieser Abrollphasen haben sie bestimmte Ausprägungsgrade (Initialer Achillessehnenwinkel β_0 , Initial-Pronation $\Delta\beta_{10}$, Maximaler Achillessehnenwinkel β_{pro} , Total-Pronation $\Delta\beta_{pro}$, Abstoßwinkel der Achillessehne β_{end} , Initialer Rückfußwinkel γ_0 , Initiale Veränderung des Rückfußwinkels $\Delta\gamma_{10}$, Rückfußwinkel γ_{pro} , Total Pronation des Rückfußwinkels $\Delta\gamma_{pro}$), die mit spezifischen Beschwerden in Verbindung gebracht werden (10, 38, 43, 54). Darüber hinaus werden aus ihnen weitere Größen bzw. Ausprägungen (Geschwindigkeiten) abgeleitet (Initiale Pronationsgeschwindigkeit, Initiale Rückfuß-Geschwindigkeit), von denen vermutet wird, dass bei einer Zunahme die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der oben erwähnten Beschwerden zunimmt. Typische Zeit-Verläufe des Achillessehnenwinkels β (oben) und des Rückfußwinkels γ (unten) zeigt Abbildung 2:

Zusätzlich zu den Ausprägungsgraden werden jeweils noch deren Zeitpunkte bestimmt, so dass Angaben über das zeitliche Auftreten der oben beschriebenen Messgrößen der Pronationsbewegung, während des Abrollvorgangs, möglich werden.

II) Einflussfaktoren der Pronation

Die Pronationskontrolle bzw. Reduktion der Pronation durch Schuhveränderungen stand im Mittelpunkt verschiedener Publikationen der letzten 30 Jahre. Schwierig gestaltet sich allerdings aus methodischer Sicht eine Klassifizierung dieser Veröffentlichungen. *Stacoff und Kälin* (50) teilen die Faktoren, die bei Untersuchungen zur Pronation beim Laufen benutzt werden, in drei Gruppen ein: in schuhmechanische, biomechanische und biomedizinische Faktoren. Die schuh- und biomechanischen Untersuchungen befassen sich mit ei-

ner ausschließlich mechanischen Betrachtung der Pronationsbewegung (Einfluss des Schuhdesigns, des Gang- und Laufstils, der Gang- bzw. Laufgeschwindigkeit und der Fuß-

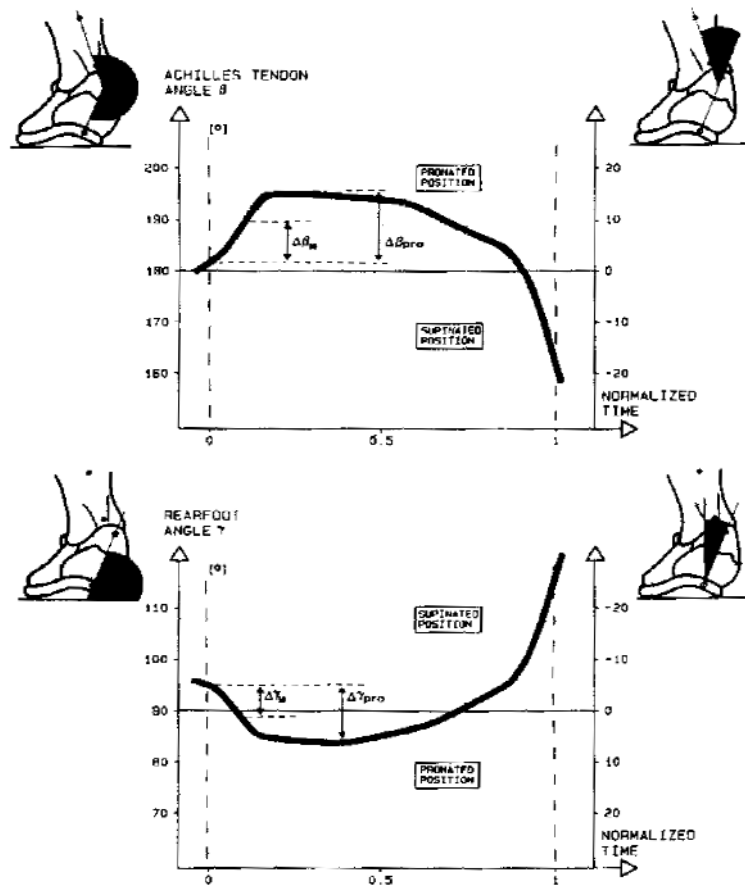


Abbildung 2: Zeitnormalisierter Verlauf des Achillessehnenwinkels β (oben) und des Rückfußwinkels γ (unten) während eines Bodenkontaktes beim Laufen (42)

form). Der biomedizinische Aspekt untersucht den neuromuskulären Einfluss (Einfluss der Muskelkraft bzw. der Ermüdung) auf das Ausmaß der Pronationsbewegung. Sämtliche Faktoren werden weiter unterteilt, so dass letztendlich ein ausdifferenziertes Schema entsteht, das als Grundlage zur Einteilung und Ordnung der Untersuchungen zur Pronation dient.

Untersuchungen zur Pronation

Das Interesse der Wissenschaft lag in der Erkennung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-) Sport, mit dem Ziel, Wissen über den Aufbau von Sportschuhen zu erlangen. Die Reduzierung der Belastung beim Sporttreiben sollte Beschwerden bzw. Verletzungen im Sport präventiv verhindern. Von Beginn an wurde die Pronationsbewegung während des Abrollvorgangs, die das "natürliche" Ausmaß überschreitet, als mögliche Problemquelle für die Entstehung von Beschwerden gesehen.

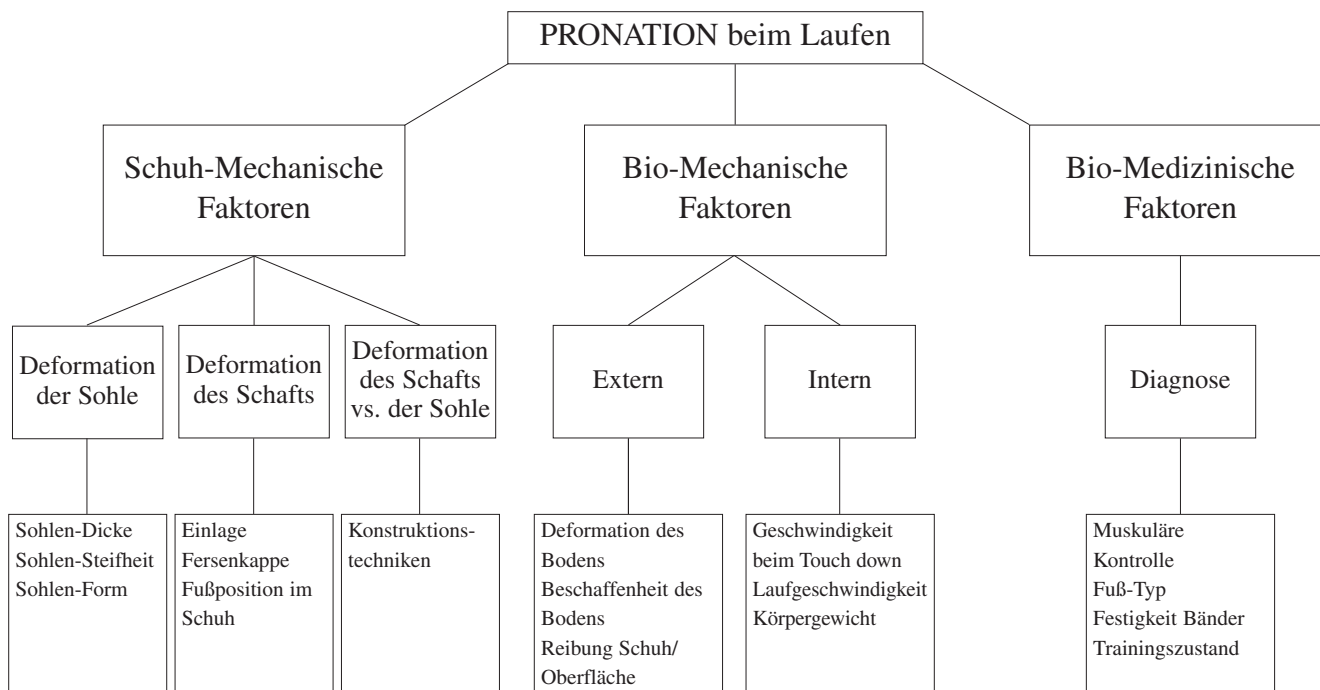


Abbildung 3: Einflussfaktoren für die Untersuchungen der Pronation (50)

a) Schuhmechanische Faktoren

- **Fersenhöhe:** *Clarke et al* (10) berichteten, dass die Höhe der Ferse keinen Einfluss auf das Pronationsausmaß hat. *Bates et al* (3) stellten fest, dass eine Fersenerhöhung zu einer Reduktion der Pronation führt, wohingegen *Nigg* (42) einen Zusammenhang zwischen größerer Fersenhöhe und einer größeren Pronation herstellt. *Kälin et al* (26) stellten eine größere Pronation bei größerer Fersenhöhe nur bei sehr weichen Schuhen (shore 20) fest. Diese unterschiedlichen Ergebnisse haben dazu geführt, dass bis heute nicht klar ist, wie eine optimale Fersenhöhe (und somit auch Fersensprengung) in Sportschuhen aussehen soll. In der Umsetzung der Messergebnisse in den Schuhbau zeigt sich deshalb eine große Variabilität der Fersenhöhen bei den unterschiedlichen Marken und auch innerhalb einer Marke bei unterschiedlichen Modellen.

- **Absatzabschrägung:** *Cavanagh und Lafortune* (9) und *Subotnick* (53) fanden heraus, dass eine mediale Absatzabschrägung die Pronation einschränkt, wohingegen eine laterale Absatzabschrägung den Hebel in Pronationsrichtung (und damit vor allem die initiale Pronation) erhöht. *Clarke et al* (10) hingegen stellten fest, dass weniger Absatzabschrägung zu einer größeren Pronationsbewegung führt. *Stacoff und Lüthi* (51) schließlich begründeten in einem theoretischen Modell, dass eine Abschrägung immer zu einer Erhöhung der Pronationsbewegung führt. Auch *Nigg und Morlock* (41) sowie *Nigg und Bahlsen* (37) stellten dies empirisch fest und empfehlen eine Abrundung des lateralen Fersenbereichs. Heutzutage findet man so gut wie keine Sportschuhe mehr, die Abschrägungen in der Zwischensohle haben.

- **Härte der Zwischensohle:** *Clarke et al.* (10) zeigten in einer Studie, dass Shorehärten kleiner als 35 signifikant größere Pronationswerte liefern als härtere Sohlen (> 35 Shore). *Nigg* (42) hingegen berichtete, dass das Ausmaß der Pronationsbewegung mit der Härte der Zwischensohle (Shore 25 – 45) zunimmt. *Hamill et al.* (24) bestätigten wiederum die Ergebnisse von *Clarke et al.* (10), dass härtere Sohlen (Shore 70), im Vergleich zu weicheren (Shore 55 und 45), die Pronationsbewegung verringern. Dies führte in den 80er Jahren zur Verwendung von unterschiedlichen Sohlenhärten in Sportschuhen. Heutzutage werden Sportschuhe (vor allem Laufschuhe) überwiegend mit härteren Zwischensohlen gebaut (shore 50-60). Der Grund, warum keine noch härteren Sohlen geschäumt werden, liegt vermutlich daran, dass bei diesen härteren Zwischensohlen größere Belastungen beim Abrollvorgang (vor allem während des Auftreffens auf den Boden) gemessen wurden.

- **Fußachse (Varus – Valgus):** *Van Woensel und Cavanagh* (57) sowie *Milani et al.* (35) zeigten, dass die Größe der Pronation durch eine Valgusierung im Schuh zunimmt. Inhaltlich bestätigten sie das theoretische Modell von *Stacoff und Lüthi* (51), die eine Vergrößerung der Hebel in medialer Richtung und ein damit verbundenes größeres Drehmoment vorhersagen, was zu einer Zunahme der Pronationsbewegung führen muss. Eine direkte Umsetzung dieser Ergebnisse in den Schuhbau erfolgte bisher nicht, d.h. Zwischensohlen haben heutzutage immer noch eine ebene Oberfläche ohne Konturierung, obwohl weitere Untersuchungen mit konturierten Einlagen (z.B. mit Gewölbestützen) bzw. mit Zwischensohlen mit unterschiedlichen medialen Stützen die Er-

gebnisse von *Van Woensel* und *Milani* bestätigen (28, 42, 48, 52, 54). Dennoch kam es indirekt zu einer Umsetzung in Form von Zwischensohlen, die mit zwei Härten geschäumt sind ("Dual-Density"), wobei die mediale Seite härter geschäumt ist. Heutzutage werden Stabilitätsschuhe ausschließlich mit diesen Zweikomponentenschäumen ausgestattet, wobei Länge und Härte der medialen Schäumung variabel sind.

- **Fersenkappe:** *Ferrandis et al.* (17) zeigten, dass eine mediale Verstärkung der Fersenkappe zu einer Verringerung der Pronationsbewegung führt. *Van Gheluwe et al.* (55) hingegen folgerten aus ihren Untersuchungen, dass eine steifere Fersenkappe keine Verringerung der Pronationsbewegung bringt. Diese Diskrepanz der Ergebnisse spiegelt sich auch in der Umsetzung im Schuhbau wieder, d.h. sowohl die Steifheit als auch die Platzierung und Form der Fersenkappen variieren ständig zwischen Marken und Modellen.

Zusammenfassend kann zu den schuhmechanischen Faktoren festgehalten werden, dass unterschiedliche Möglichkeiten gefunden und untersucht wurden, wie durch das Schuhdesign die Pronationsbewegung beeinflusst werden kann. Die überwiegend konträren Ergebnisse dieser Studien legen die Frage nahe, ob überhaupt eine erfolgreiche Intervention durch Änderung der beschriebenen Messgrößen erreicht werden kann oder ob nicht vielmehr individuelle Lösungsstrategien auf diese Interventionen einheitliche Ergebnisse unmöglich machen. Das letztendliche Ziel, eine Reduktion der Pronationsbewegung durch gezielte Interventionen am Schuhdesign zu erreichen, konnte demnach nicht verwirklicht werden.

b) Biomechanische Faktoren

- **Bodenbelag:** *Baudzus et al.* (4) zeigten in ihrer Studie, dass auf weichen, punktelastischen Böden (z.B. Hallenböden) die Pronationsbewegung größer ist als auf harten Böden (z.B. Kunstrasen). Die niedrigsten Werte ergaben sich auf Naturböden (z.B. Rasen). Für die Umsetzung in die Schuhentwicklung spielten diese Ergebnisse eine untergeordnete Rolle, wobei sich die im vorigen Kapitel vorgestellten Ergebnisse, dass das Ausmaß der Pronationsbewegung mit der Härte des (Sohlen-)Belags abnimmt, bestätigen.

- **Abrollvorgang:** Übereinstimmend wird der Abrollvorgang im Laufen beschrieben: Aufsatz der Ferse in Supinationsstellung, anschließende Pronationsbewegung in der Stützphase und schließlich wieder eine Supinationsbewegung in der Abdrückphase (3, 7, 31, 34, 40). Unterschiede zeigten sich jedoch im Ausmaß der Pronationsbewegung und im zeitlichen Verlauf, z.B. bis zur maximalen Pronationsbewegung. Die Abgrenzung einer Überpronation von einer Normalpronation des Abrollvorgangs wurde nur von *Cavanagh* 1987 (7) und *Mc Clay* (34) (bis 10° Normalpronation, danach Überpronation) vorgenommen. Anhand von Einzelfallanalysen bei gesunden Läufern wurde in beiden Studien eine subjektive Einteilung vorgenommen. Eine Abgrenzung zu Läufern

mit Beschwerden erfolgte jedoch nicht, so dass unklar bleibt, ab wann ggf. mit Beschwerden zu rechnen ist bzw. ab wann Korrekturen sinnvoll erscheinen. Diese fehlende Abgrenzung spiegelt sich auch in der praktischen Anwendung wieder, d.h. im Verkauf werden heute individuelle und willkürliche Grenzen in der Klassifizierung der Pronationsbewegung gezogen und anschließend eine Zuordnung von Lauftyp zu einem bestimmten Schuhmodell (z.B. Stabilitätsschuh, Neutralschuh) vorgenommen.

- **Laufgeschwindigkeit:** Untersuchungen von *Nilsson* (45), *Andrew* (1) und *Schnabel et al.* (47) fanden eine Abhängigkeit des Ausmaßes der Pronationsbewegung von der Bewegungsgeschwindigkeit, d.h. mit Zunahme der Geschwindigkeit vergrößerte sich auch das Pronationsausmaß sowie die Pronationsgeschwindigkeit. Dies hätte eigentlich zur Folge haben müssen, dass z.B. Rennschuhe oder Spikes wesentlich stabiler gebaut sein müssten. Dies ist jedoch nicht der Fall, da Stabilitätsschuhe, aufgrund ihrer weniger flexiblen Zwischensohlen, eine (schnelle) dynamische Vorwärtsbewegung erschweren, was letztendlich zu einer Leistungsverminderung führen würde. Überdies kann die "Überpronationsbewegung" von Wettkampfläufern in der Regel muskulär besser stabilisiert und kompensiert werden, so dass ein geringeres Maß an Stabilität nicht ins Gewicht fällt. Zudem läuft der Wettkämpfer meistens nur auf dem Vorfuß, so dass eine (mögliche) Rückfußfehlstellung keine negativen Auswirkungen erwarten lässt. Aus diesen Gründen werden deshalb nach wie vor Stabilitätseinschränkungen bei Rennschuhen oder Spikes in Kauf genommen.

- **Fußform:** *Nigg et al.* (39) folgerten, dass die Höhe des Längsgewölbes das Ausmaß der Pronationsbewegung nicht beeinflusst. Der Leistenbau von Sportschuhen geschieht nach wie vor willkürlich und beruht meistens auf der Erfahrung des Leistenbauers bzw. auf den Erfahrungen des Verbrauchers (Sportlers). Deutlich wird dies in der öffentlichen Diskussion um die Biegung des Leistens (gerader Leisten, gebogener Leisten) und dessen Vor- und Nachteile bezüglich der Kontrolle der Pronationsbewegung.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass trotz zahlreicher Untersuchungen über den Verlauf des Abrollvorgangs der Gang- und Laufbewegung, eine Klassifizierung der Pronationsbewegung in unterschiedliche Ausprägungsgrade (Überpronation, Normalpronation und Unterpronation), nicht erreicht wurde. Ob eine solch pauschale Einteilung möglich ist oder ob nicht die Individualität des Menschen und dessen Kompensationsstrategien eine solche Einteilung unmöglich machen, bleibt offen. Weiterhin ist bis heute nicht geklärt, ob es einen Zusammenhang von Fußform und Pronationsausmaß gibt, so dass eindeutige Empfehlungen für den Leistenbau nicht möglich sind.

c) Biomedizinische Faktoren

- **Ermüdung:** *Brüggemann und Arndt* (5) und *Van Gheluwe et al.* (55) konnten eine verstärkte Pronationsbewegung mit

zunehmender Ermüdung der Muskulatur nachweisen. Eine Umsetzung dieser Ergebnisse in die Entwicklung von Sportschuhen fand bisher nicht statt.

- **Neuromuskuläre Kontrolle:** *Feltner et al.* (16) wiesen eine Beeinflussung der Pronationsbewegung durch muskuläres Training nach, d.h. die Untersuchungsgruppe, die ein spezifisches isokinetisches Krafttraining durchführte, zeigte im Vergleich zur Kontrollgruppe eine deutliche Reduktion des Pronationsausmaßes durch verbesserte Kraftwerte der stabilisierenden Muskulatur.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass vereinzelt Studien zur "neuromuskulären" Betrachtung der Pronationsbewegung gemacht wurden, diese jedoch bisher keinen Einfluss auf die Entwicklung von Sportschuhen genommen haben.

Diskussion

Das Wissen über den optimalen Aufbau von Sportschuhen zur Reduktion der Pronationsbewegung (und somit von vermeintlichen Belastungen beim Sporttreiben), mit dem Ziel, Beschwerden bzw. Verletzungen im Sport präventiv zu verhindern, ist nicht sehr ausgeprägt. Die Gründe hierfür können unterschiedlicher Art sein.

Ein zentraler Grund wird direkt aus dem Ordnungsschema von *Stacoff und Kälin* (50) deutlich: In wissenschaftlichen Studien wird die Bestimmung der Pronationsbewegung in der Regel auf einen (überwiegend mechanischen) Faktor reduziert. Eine Aufteilung in schuhmechanische, biomechanische und biomedizinische Faktoren erscheint jedoch nicht sinnvoll. Weiterhin können diese nicht unabhängig voneinander bestimmt und auf einzelne Faktoren reduziert werden, so dass schließlich ein Schuhfaktor (z.B. Höhe der Zwischensohle) oder ein biomechanischer Faktor (z.B. Laufgeschwindigkeit) übrigbleibt, dessen mechanischer Einfluss auf die Pronationsbewegung dann untersucht wird. Eine Einteilung in mechanische und biologische Einflussfaktoren wäre sinnvoller (44). Dies könnte auch die konträren Ergebnisse der beschriebenen Studien erklären, da eine menschliche Bewegung sehr individuell sein kann und Interventionen nicht nur mechanisch, sondern vor allem biologisch reguliert bzw. kompensiert werden.

Ein weiterer Grund kann in den Messgrößen zur Bestimmung der Pronationsbewegung liegen. Die dreidimensionale Pronationsbewegung wurde bislang im Wesentlichen über eine Eversionsbewegung des Kalkaneus bestimmt, mit Hilfe von externen Hautmarkern. Die eigentliche Pronationsbewegung findet jedoch im subtalaren Gelenk statt. Zweifelhaft erscheint, ob mittels Reduktion der Dreidimensionalität auf eine Dimension, gemessen an Strukturen (Kalkaneus und Achillessehne), die weder örtlich noch funktional dem subtalaren Gelenk entsprechen, die Beschreibung der Pronationsbewegung möglich ist.

Ein dritter Grund kann auch in der Messmethode liegen. Zur Analyse der Pronationsbewegung wurden zwei- oder dreidimensionale Videoanalysen durchgeführt. *Capazzo* (6)

berichtet von zwei Hauptfehlerquellen bei dieser Art der Bewegungsanalyse: Methodische/instrumentelle Fehler und Haut-/Schuh-Artefakte. Unter methodischen/instrumentellen Fehlern werden systembedingte bzw. menschliche Ungenauigkeiten beim Digitalisiervorgang verstanden (13). Methodische Fehler beinhalten u.a. Projektionsfehler (2, 27, 49) sowie Ungenauigkeiten im Anbringen der Marker (14). Haut-Artefakte bezeichnen im Wesentlichen das "Verschieben" der Marker auf der Haut während der Bewegung und sind für gewöhnlich schwerwiegender als die methodischen/instrumentellen Fehler (6). Schuh-Artefakte beschreiben den "Bewegungsfehler", den externe Schuhmarker im Vergleich zu den knöchernen Strukturen ausführen. *Reinschmidt et al.* (46) vermuten, dass externe Schuhmarker das Ausmaß der maximalen knöchernen Eversionsbewegung des Kalkaneus um bis zu 13,1° (minimal 4,3°) überschätzen können, ältere Studien (11, 42) gehen von 2-3° Differenz aus. Große Streuungen bezüglich der Stichproben und fehlende Angaben zur Reliabilität der Messergebnisse erschweren die Einschätzung der Messungen.

Abschließend muss man sich die Frage stellen, ob die Pronation nicht überschätzt wird bezüglich ihrer Rolle in der Erkennung von Belastungen oder Beschwerden beim Laufen. Dies hätte zur Folge, dass andere Merkmale (und unter Umständen auch Messmethoden) zur Quantifizierung von Belastungen und Beschwerden gefunden werden müssen.

Ausblick

Ein entscheidender Forschungsschwerpunkt in der Zukunft muss sich mit der Frage der mechanischen versus biologischen Betrachtung von Bewegungen beschäftigen. Es erscheint fraglich, ob eine funktionale (Pronations-)Bewegung nur mit mechanischen Größen beschrieben werden kann, da menschliche Bewegungen sehr individuell sein können und vor allem neuromuskulär reguliert und gesteuert werden. Zu überlegen wäre, ob nicht mechanische und biologische Einflussfaktoren gemeinsam gemessen und analysiert werden sollten. Dies würde bedeuten, dass zusätzlich die muskuläre Aktivität mittels der Elektromyographie ermittelt wird, um mögliche unterschiedliche Koordinationsmuster in der Muskulatur zwischen Patienten und Gesunden oder Änderungen im mechanischen Output aufzuzeigen. Weiterhin wäre interessant, ob die Aktivitätshöhe der Muskulatur zwischen den Gruppen variiert und ob dies mechanisch messbar ist. Hinsichtlich des übergeordneten wissenschaftlichen Forschungsziels, der Erkennung bzw. Klassifizierung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-) Sport mit dem Ziel der Verletzungsprophylaxe, könnte vermutlich ein entscheidender Schritt gemacht werden.

Darüber hinaus muss geklärt werden, welche biomechanischen Messmethoden (Kraftmessung, Druckmessung) - zusätzlich zur überwiegend verwendeten Videoanalyse - eine sinnvollere Charakterisierung der Pronationsbewegung erlauben, so dass valide und reliable Messgrößen entstehen, die eine genaue Unterscheidung zwischen krank und gesund erlauben.

Überraschend ist, dass bis auf wenige Studien (22, 29) nie ein direkter Verletzungsbezug untersucht wurde, da die Studien überwiegend an gesunden Probanden durchgeführt wurden, so dass eine Abgrenzung zu einem pathologischen Abrollvorgang und den daraus ableitbaren Empfehlungen zur Prävention von Beschwerden gar nicht möglich war. Zukünftige Forschungen sollten unbedingt Patienten ins Studiendesign integrieren.

Die prinzipielle Frage, ob mit äußeren Messungen innere Belastungen überhaupt vorhersagbar sind, könnte durch eine Verbindung von mechanischer und biologischer Betrachtung abgeschätzt werden. Dennoch wäre es wünschenswert, wenn es mittels Modellierung und Simulation gelingen würde, über ein realistisches Modell innere Kräfte zu bestimmen. Hierzu könnten auch die Ergebnisse der Muskelaktivität ihren Beitrag leisten.

Hinsichtlich einer aktuellen und praxisnahen Beurteilung und Umsetzung der Erkenntnisse zur Pronation kann festgehalten werden, dass die Pronationsbewegung individuell zu betrachten und das Ausmaß der Pronationsbewegung als mögliche Beschwerdegrundlage beim Laufen stark variabel und bisher nicht einheitlich zu klassifizieren ist. Ein mehr an Pronation bedeutet nicht automatisch ein größeres Risiko von Beschwerden bzw. Verletzungen im Laufsport (oft ist sogar das Gegenteil der Fall). Aus diesem Grund muss die zur Zeit bestehende Tendenz der "Überkorrektur" der Pronationsbewegung (durch stabilisierende Elemente am Schuh und/oder mit zwei Härten geschäumte Zwischensohlen) sehr kritisch betrachtet werden. In vielen Fällen kann eine Korrektur der Pronationsbewegung die Probleme verstärken bzw. sogar erst zu Beschwerden führen. Aktuelle Untersuchungen an Läufern mit chronischen Achillessehnenproblemen (21) zeigen dies deutlich.

Im Falle einer Korrektur muss aber in jedem Fall, außer dem individuellen Ausmaß der Pronationsbewegung, das Lauftempo und der Laufstil betrachtet werden, da z.B. beim Vorfußlaufen eine Kontrolle der Rückfußbewegung nicht sinnvoll erscheint.

Literatur

1. Andrew C: The effect of running velocity on rearfoot motion and medial-lateral placement of the feet. Master thesis. Pennsylvania State University 1986.
2. Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekstrom H: Three dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech* 9 (1990) 933-940
3. Bates BT, Osternig LR, Mason B: Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. In: *Med Sci Sports* 4 (1979) 328-331
4. Baudzus W, Franken D, Krabbe B: Belastungsanalyse beim Laufen auf unterschiedlichen Sportböden. *Köln Beiträge zur Sportwissenschaft* 15 (1986), 7-16.
5. Brüggemann P, Arndt A: Fatigue and lower extremity function. Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 4-5
6. Copozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech* 11 (1996) 90-100
7. Cavanagh PR: The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot & Ankle* 7 (1987) 197-217
8. Cavanagh PR, Hinrichs RN, Williams KR: Testing procedure for the 1981 Runner's World Shoe Survey. In: *Runner' World* 10 (1980a), 38-48
9. Cavanagh PR, Lafortune MA: Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 5 (1980b) 397-406
10. Clarke TE, Frederick EC, Hamill J: The study of rearfoot movement in running. In: Frederick EC (Hrsg.): *Sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics Publishers, Champaign 1984, 166-189
11. Clarke TE, Lafortune MA, Williams KR, Cavanagh PR: The relationship between center of pressure and rearfoot movement in distance running. *Med Sci Sports Exerc* 12 (1980) 192
12. Clement DB, Taunton JE, Smart GE, McNicol KL: A survey of overuse running injuries. *Phys Sports Med* 9 (1981) 47-58
13. Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR: Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardisation proposal. *J Biomech Eng* 115 (1993) 344-349
14. Edington CJ, Frederick EC, Cavanagh PR: Rearfoot motion in distance running. Cavanagh PR: *Biomechanics of distance running*, Champaign 1990, 135-164
15. Fallon KE: Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney to Melbourne run. *Br J Sports Med* 30 (1996) 319-323
16. Feltner ME, Macrae HS, Macrae PG: Strength training effects on rearfoot motion in running. *Med Sci Sports Exerc* 8 (1994) 1021-1027
17. Ferrandis R, Garcia AC, Ramiro J: Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. *J Appl Biomech* 10 (1994) 28-42
18. Fischer W: Häufigkeitsverteilung der Beschwerden im Laufsport. *Orthopädieschuhtechnik* 9 (1998) 20-23
19. Fredericson M: Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med* 1 (1996) 49-72
20. Grau S, Mayer F: Laufverletzungen in Deutschland. Interner Forschungsbericht. Tübingen 1999.
21. Grau S: Efficiency of different therapeutic treatments of chronic achilles tendinitis in runners. Interner Forschungsbericht. Tübingen 2002.
22. Grimston SK, Engsborg JR, Kloiber R, Hanley DA: Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. *Int J Sport Biomech* 7 (1991) 293-302
23. Gudas CJ: Patterns of lower extremity injury in 224 runners. *Comp Ther* 6 (1980) 50-59
24. Hamill J, Bates BT, Holt KG: Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 7 (1992) 807-813
25. James SL, Bates BT, Osternig LR: Injuries to runners. *Am J Sports Med* 2 (1978) 40-49
26. Kälin X, Unold E, Stüssi E: Interindividual and intraindividual variabilities in running. In: Winter D: *Biomechanics IX-A*, Champaign 1983, 356-360
27. Karlsson D, Lundberg A: Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. Proceedings of the 3rd International Symposium on 3D Analysis of Human Movement. Stockholm 1994, 27-30
28. Kilmartin TE, Pod F: Effect of pronation and supination orthosis on Morton's neuroma and lower extremity function. *Foot & Ankle* 5 (1994) 256-262
29. Lüthi SM, Frederick EC, Hawes MR: Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. *Int J Sport Biomech* 2 (1986) 166-174
30. Marti B, Vader JP, Minder CE, Abelin T: On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. *Am J Sports Med* 3 (1988) 285-293
31. Martin MA, Gagnon M, Pierrynowski MR: Ground reaction forces and frontal plane hip, knee and ankle angles during running on a treadmill. *Biomechanics XI-B* (1989) 645-649
32. Mayer F, Grau S, Baur H, Hirschmüller A, Horstmann T, Gollhofer A, Dickhuth HH: Verletzungen und Beschwerden im Laufsport: Prävention und Therapie. *Dt. Ärztebl* 98 (2001) 1254-1259
33. Mayer F, Grau S, Bäurle W, Beck M, Krauß I, Maiwald C, Gollhofer A, Dickhuth HH: Achillessehnenbeschwerden im Laufsport – eine aktuelle Übersicht. *Dtsch Z Sportmed*. 51 (2000), 161-167
34. McClay IS, Manal K: Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. *J Appl Biomech* 13 (1997) 109-124
35. Milani TL, Schnabel G, Hennig E: Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *J Appl Biomech* 11 (1995) 177-187
36. Newell SG, Bramwell ST: Overuse injuries to the knee in runners. *Phys Sports Med* 3 (1984) 80-92

37. *Nigg BM, Bahlsen AH*: Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running. *Int J Sport Biomech* 4 (1988) 205-219
38. *Nigg BM, Bobbert M*: On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *J Biomech* 23 (1992b) S3-12
39. *Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W*: Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech* 8 (1993) 909-916
40. *Nigg BM, Lüthi S*: Bewegungsanalysen beim Laufsuh. *Sportwissenschaft* 3 (1980) 309-320
41. *Nigg BM, Morlock M*: The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Med Sci Sports Exerc* 3 (1987) 294-302
42. *Nigg BM*: Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Champaign 1986.
43. *Nigg BM*: Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc* 14 (1992a) 595-602
44. *Nigg BM*: The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clin J Sport Med* 11 (2001) 2-9
45. *Nilsson S*: Overuse knee injuries in runners. *Int J Sports Med* 5 (1984) S145-148
46. *Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Murphy N, Lundberg A, Nigg BM*: Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clin Biomech* 12 (1997) 8-16
47. *Schnabel G, Hennig EM, Milani TL*: The influence of running speed on rearfoot motion, tibial acceleration and in-shoe pressure distribution. *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear*. Calgary 1994, 16-17
48. *Smith L, Clarke TE*: The effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *Pod Sports Med* 4 (1986) 227-233
49. *Soutas-Little RW, Beavis GC, Verstaete MC, Markus TL*: Analysis of foot motion during running using a joint coordinate system. *Med Sci Sports Exerc* 3 (1987) 285-293
50. *Stacoff A, Kälin X*: Pronation and sport shoe design. In: *Nigg BM, Kerr BA*: Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. Calgary 1983, 143-151
51. *Stacoff A, Lüthi SM*: Special aspects of shoe construction and foot anatomy. In: *Nigg BM* (Hrsg.): *Biomechanics of running shoes*. Champaign 1986, 117-138
52. *Stefanyshyn D, Nigg BM*: Shoe insert construction influences foot and leg movement. *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 28-29
53. *Subotnick S*: The flat foot. *Phys Sports Med* 8 (1981) 85-91
54. *Taunton JE, Clement DB, Smart GW, Wiley JP, McNicol KL*: A triplanar electrogoniometer investigation of running mechanics in runners with compensatory overpronation. *Can J Appl Sport Sci* 3 (1985) 104-115
55. *Van Gheluwe B, Tielemans R, Roosen P*: The influence of heel counter rigidity on rearfoot motion during running. *J Appl Biomech* 11 (1995) 47-67
56. *Van Mechelen W*: Running Injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med* 14 (1992) 320-335
57. *Van Woensel W, Cavanagh PR*: A perturbation study of lower extremity motion during running. *Int J Sport Biomech* 8 (1992) 30-47

Korrespondenzadresse:

Dr. Stefan Grau

Universitätsklinikum Tübingen

Abt. Sportmedizin

Sicherstr. 5

72076 Tübingen

E-mail: stefan.grau@med.uni-tuebingen.de