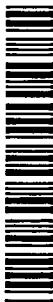


Stony Brook University ILL



ILLiad TN: **804763**

Borrower: COD

Lending String: AZS,UUM,DLM,IAY,*VZB,CUS

Patron:

Journal Title: Der Orthopäde.

Volume: 9 Issue: 3

Month/Year: 06 1980 Pages: 207-

Article Author: Segesser, B

Article Title: Tibial insertion tendinoses, achillodynia, and damage due to overuse of the foot-etiiology, biomechanics, therapy (author's transl)

Imprint: Berlin, New York, Springer-Verlag.

ILL Number: **201331116**



Call #: jrn1

Location: jstks

ODYSSEY ENABLED

Charge

Maxcost: 50.00FM

Shipping Address:

ILL Borrowing

University of Colorado, Norlin Library

1720 Pleasant St., 184 UCB

Boulder, Colorado 80309

United States

Fax: 303 492-2185

Ariel: 128.138.154.145

Email:

Insertionstendinosen am Schienbein, Achillodyn und Überlastungsfolgen am Fuß – Ätiologie, Biomechanik, therapeutische Möglichkeiten

B. Segesser¹ und B. M. Nigg²

¹Orthopädische Klinik, Department für Chirurgie der Universität Basel (Vorsteher: Prof. Dr. E. Morscher), CH-4000 Basel, Schweiz,
²Laboratorium für Biomechanik der ETH Zürich (Leiter: Dr. B. M. Nigg), CH-8000 Zürich, Schweiz

Tibial Insertion Tendinoses, Achillodyn, and Damage Due to Overuse of the Foot – Etiology, Biomechanics, Therapy

Sportbedingte Überlastungsbeschwerden an Unterschenkel und Fuß sind häufig, denn es gibt kaum eine Sportart, in der der Fuß nicht in irgendeiner Funktion eingesetzt ist. Er ist Standfläche, Stoßdämpfer und Fortbewegungshebel, in gewissen Sportarten wie Ringen und Judo rudimentäres Greif- und Halteorgan oder – wie beispielsweise im Fußball – Werkzeug für Ball und gelegentlich Gegner. Laufen ist eine Komponente der meisten Sportarten.

Die sportliche Belastung kann zur Überbelastung führen. Beim einen Athleten treten sie nach einer Laufleistung von 1 km, beim andern von 15 km, bei einem dritten überhaupt nicht auf, obschon alle drei ungefähr gleiche Bedingungen und Trainingsformen gewählt haben. Die Belastung durch das Laufen muß nicht zwangsläufig zur Überbeanspruchung führen. Es sind vielmehr verschiedene zusammenwirkende Faktoren von seiten der Belastbarkeit des Bewegungsapparates und der Belastungsintensität, die entweder zu einer Adaptation an die einwirkenden Kräfte auch im Bereich der aktiven und passiven Anteile des Bewegungsapparates führen, oder aber durch ein Mißverhältnis zwischen Belastbarkeit und Belastungsintensität dekompensieren und die sporttypischen Überlastungsbeschwerden hervorrufen [2, 7, 9–11]. Dazu gehören Insertionstendinosen an der Schienbeinkante, Achillodyn, Fersenprellungen, Streffrakturen, Überlastungen der Plantaraponeurose usw. Die zur Überbelastung führenden Faktoren sollen im folgenden besprochen werden.

Funktion des Fußes

Damit der Fuß so unterschiedliche Funktionen als Standfläche, Stoßdämpfer und Abstoßelement erfüllen kann, ist er als Organ von wechselnder Rigidität

und Stabilität gebaut. Zwölf Knochen bilden die längs- und querlaufenden Wölbungen mit den Abstützpunkten am Calcaneus und den Metatarsaleköpfchen. Die Plantaraponeurose, straffe Bandverbindungen zwischen den einzelnen Knochen und die kurze und lange Haltemuskulatur des Fußes gewährleisten diese Form und reduzieren die Verformbarkeit bei einwirkenden Kräften auf ein tolerierbares Minimum. Die Hauptbewegungsachsen verlaufen im oberen Sprunggelenk, das den Drehpunkt für den Abstoßhebel bildet, und in den subtalaren Gelenkanteilen, die dem Fuß eine beschränkte Seitbeweglichkeit in der Fußlängsachse gestatten. Ein kräftiger Bandapparat limitiert die Bewegungsexkursion dieser Hauptbewegungsachsen des Fußes [1, 7, 9].

A. Stand

Zur Erreichung einer möglichst großen *Standfestigkeit* ist erstens eine möglichst große Standfläche zwischen den Abstützpunkten am Calcaneus und Metatarsaleköpfchen erwünscht, zweitens eine möglichst gute seitliche Stabilität, die durch einen suffizienten Bandapparat insbes. subtalar und eine kräftige Muskelschlinge der Peroneal- und Tibialismuskulatur erreicht wird. Während Damen ihre Standfläche künstlich reduzieren und damit die Belastung der stabilisierenden Muskulatur und die Distorsionstendenz erhöhen, wird in Sportarten wie Gewichtheben und Schießen die Standfläche durch Verbreiterung der Schuhsohle künstlich vergrößert. Beim Spreizfuß und Senkfuß ist dies bereits natürlicherweise der Fall. Bei Sportarten, die die Überwindung der Standfestigkeit des Gegners zum Ziel haben, mag diese Formvariante des Fußes erwünscht sein. Die reduzierte Verformbarkeit der Wölbungen zieht für die Beanspruchung im Stehen keine Verminderung der Belastbarkeit nach sich und führt meist auch nicht zu Beschwerden. Bei der Landebewegung zum Stand und bei der Laufbewegung kann sie sich jedoch negativ auswirken.

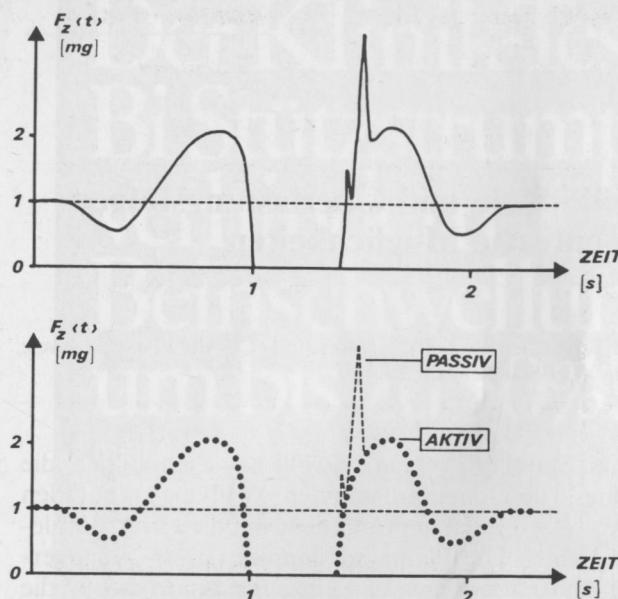


Abb. 1. Illustration zum Unterschied zwischen „aktiver“ und „passiver“ Kraft am Beispiel des beidbeinigen Standsprunges mit Ausholen

B. Stoßdämpfung

Beim Fersen-Ballenlauf wird die *Stoßdämpferfunktion* des Fußes in erster Linie gewährleistet durch die muskulär und ligamentär gebremste Bewegungsexkursion des Subtalargelenks. Bei der Landung trifft der Fuß lateral der Mittellinie der Ferse auf; der Calcaneus ist varisiert, der Vorfuß supiniert. Das calcaneare Fettpolster und die Verschieblichkeit der dichten Fersenhaut sind in dieser Landephase die einzigen passiven anatomischen Dämpfungsstrukturen. Bei der Landung macht der Calcaneus aus der variierten Stellung eine Valgisierungsbewegung unter gleichzeitiger Pronation des Vorfußes. Diese Pronationsbewegung ist die wesentlichste Dämpfungsmaßnahme bei der Landung, sie wird muskulär durch die Haltemuskulatur, insbes. den M. tibialis posterior und die ligamentäre Zuggurtung aufgefangen, während das Bein nach innen rotiert [1, 6, 7].

C. Fortbewegung

Nach dieser Kontaktphase mit Pronationsbewegung wechselt die Rotationsbewegung des Beines durch Vorschwingen der Gegenseite, wobei die Hüfte auf der Standbeinseite eine Innenrotationsbewegung ausführt. Da diese Bewegung limitiert ist, macht das Standbein eine Außenrotationsbewegung, während der Fuß supiniert wird. Er nimmt dadurch an Stabilität bis zum Abstoß über der Großzehe zu, wobei außer den Zehengelenken alle Gelenke der Fußwurzel und des Vorfußes durch straffe ligamentäre

Verbindungen nur eine minimale Bewegungsexkursion zulassen. Dadurch überträgt der Vorfuß weitgehend rigid als Hebelarm den Zug der retrobialen Muskulatur zum Boden. Während der Stand- und Abstoßphase wirken insbes. die langen Zehenbeuger der Verformung der Längswölbung entgegen und stabilisieren dynamisch den Vorfuß bei der Abstoßbewegung, wogegen die Muskelschlinge zwischen Tibialis und Peronaeus und insbes. die fibuläre Bänderkette die seitliche Stabilität gewährleisten [1, 7, 9].

Der Fuß wechselt somit während der Abrollbewegung vom beweglichen Dämpfungselement zum rigidem Hebelarm in der Abstoßphase. Dabei sei auf die gegenseitige funktionelle Abhängigkeit zwischen Fußfunktion, Beinrotation und Hüftbeweglichkeit hingewiesen.

Sowohl beim Auftreffen in der Stützphase als auch beim Abstoßen können Fehl- oder Überbelastungen auftreten. Sie sollen im einzelnen biomechanisch und klinisch analysiert werden.

Überlastungsphänomene

1. Auftreffphase

a) *Biomechanische Überlegungen.* Beim Auftreffen des menschlichen Körpers auf eine Unterlage (z. B. beim Laufen, Hüpfen, etc.) müssen zwei Phänomene betrachtet werden. Zuerst wird der Fuß und der Unterschenkel in relativ kurzer Zeit ($\Delta t \approx 20$ ms) abgebremst, was sich in entsprechenden „passiven“ Kraftspitzen zeigt (Abb. 1). Dann wird der gesamte Körper durch Ausfederung zur Ruhe gebracht, was sich in einem langsameren „aktiven“ Kraftverlauf äußert [3].

Theoretische Überlegungen und experimentelle Daten weisen darauf hin, daß hohe „passive“ Kraftspitzen oft Ursache von Beschwerden am Bewegungsapparat sind. Die „passiven“ Kraftspitzen, die zu einem großen Anteil in den Gelenken und Bändern gedämpft werden müssen, können durch geeignete Wahl des Bodenbelages und des Schuhwerkes stark beeinflußt werden. In Abb. 2 ist ein Beispiel dieser Dämpfung der „passiven“ Kraftspitzen beim Ferselauf mit verschiedener Fußbekleidung auf einem Kunststoffbelag und auf Rasen illustriert. Das Resultat zeigt, daß auf dem Kunststoffbelag die maximalen Beschleunigungsamplituden sehr stark durch die Wahl des Schuhwerkes beeinflußt werden. Im Vergleich zum Barfußlaufen liegen die Werte mit einem weichen Trainingsschuh mit dicker Sohle bedeutend viel tiefer. Auf harten Belägen allgemein kann gesagt werden, daß dem Schuh eine wichtige Dämpfungsfunktion zukommt. Ist jedoch der Boden weich,

wie das im Beispiel des Rasens der Fall ist, so übernimmt er selbst einen großen Teil der Dämpfung. Der Einfluß des Schuhes wird dann bezüglich der Dämpfung minimal. Es kann also allgemein gefolgert werden, daß auf weichen Böden, wie z. B. auf Rasen, die Dämpfungsfunktion des Schuhwerkes nicht wichtig ist, daß jedoch auf harten Böden (z. B. Asphalt und auch die meisten Kunststoffbeläge) der Schuh viel zur Dämpfung der „passiven“ Kraftspitzen beitragen kann [3–5].

Die Dämpfung der „passiven“ Kraftspitzen kann auch durch Bewegungsführung beeinflußt werden. Auf Grund von modellmäßigen Überlegungen und Berechnungen wurde festgestellt, daß der Kniewinkel im Moment des Auftreffens auf den Boden der wesentliche dämpfungsbestimmende Faktor ist. Abschätzungen für „passive“ Kraftspitzen im Fußgelenk und im Kniegelenk bei verschiedenen Landungen am Boden sind in Tabelle 1 zusammengestellt. Es zeigt sich dabei sehr eindrucksvoll, in welcher Größenordnung der Einfluß der Bewegungsführung sein kann. So sind im beschriebenen Beispiel die „passiven“ Kraftspitzen im Kniegelenk bei einer Kunstrunnerlandung etwa 7 mal größer als bei einer Landung zur Kauerstellung mit Ausfedern. Die entsprechenden Folgerungen für die Belastung des Bewegungsapparates sind evident [3].

Im Moment des Auftreffens auf den Boden macht der Fuß eine Pronationsbewegung. Dieses Einknicken in den ersten 10 bis 20 ms darf nicht zu groß sein, da sonst Überlastungsscheinungen auftreten können. Es ist allerdings so, daß durch das Schuhwerk die normale Einknickbewegung des Barfußlaufens bedeutend verstärkt wird (sie wird etwa verdoppelt). Dieses Einknicken wird bei Laufschuhen mit weicher Ferse noch verstärkt. Eine weiche Ferse wirkt sich also einerseits bezüglich der Dämpfung positiv aus, andererseits aber negativ bezüglich der Stabilität im ersten Einknicken. Es müssen dementsprechend vom Schuhkonstrukteur Mittel gefunden werden, daß dieses Einknicken auf ein Maß reduziert wird, und etwa demjenigen des Barfußlaufens entspricht.

b) *Überlastungsfolgen*. Die Überlastungsfolgen in der Landephase des Fußes entstehen durch drei Mechanismen:

1. Die Dämpfungsarbeit des Fußes ist ungenügend. Dadurch entsteht eine größere Belastung des Gelenkknorpels, wobei insbes. bei Gelenkinkongruenzen zu hohe Druckbelastungen pro Gelenkflächenanteil und schädigende Scherkräfte einwirken. Die zum Knochen fortgeleiteten Kraftspitzen können zu Ermüdungsfrakturen des Beinskeletts führen (Fibulafraktur am Übergang zum distalen Drittel, proxi-

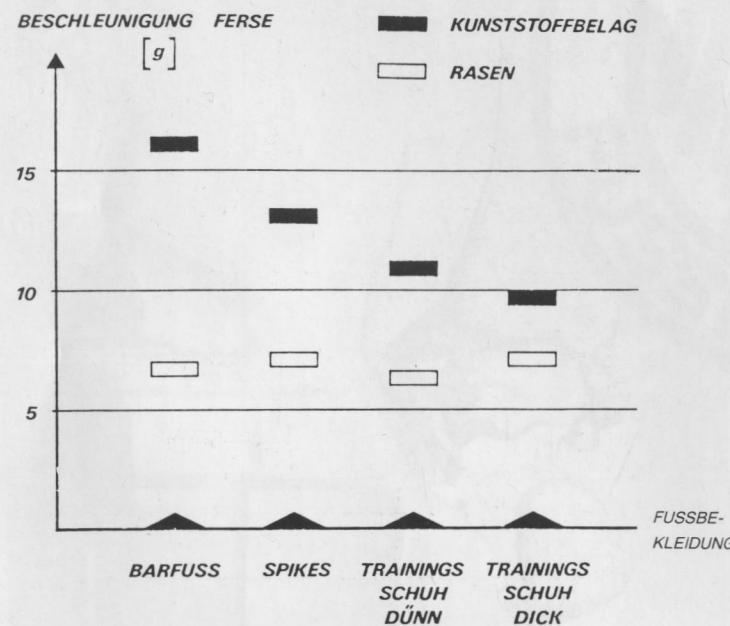


Abb. 2. „Passive“ Beschleunigungsamplituden beim Fersenlauf mit verschiedener Fußbekleidung auf einem Kunststoffbelag und einem Rasen (nach Unold 1973)

Tabelle 1. Abschätzung der ersten „passiven“ Kraftspitzen bei zwei verschiedenen Landungen (nach Nigg 1979)

Bewegung	ϕ [Grad]	m* [kg]	a_{\max} [g]	$\Delta F_{\text{Fuß}}$ [10N]	ΔF_{Knie} [10N]
Niedersprung aus 1,50 m Höhe. Landung zur Kauerstellung auf Hallenboden (Fersenkontakt)	130	6	30	180	90
Reckabgang mit Hechtgrätsche zur Wettkampflandung auf zwei Matten und Filz	160	12	60	720	630

male Tibiafraktur, distale Femurfraktur oder Schenkelhalsfraktur).

2. Die Landung des Calcaneus erfolgt in ausgeprägter Varusstellung. Bei Blockierung der Gleitphase, bei schmaler Sohle im Fersenbereich und schlechter Fersenführung im Schuh kann der Calcaneus in der Landephase über den äußeren Schuhrand wegkippen und eine fibuläre Distorsion provozieren. Bei posttraumatischer oder habitueller Bandlaxität führt die verstärkte Varisierung des Calcaneus zu einer Landung am äußeren Fußrand, wobei durch die kleinere knöcherne Auftrittfläche das typische Bild der Fersenprellung entsteht (Abb. 3).

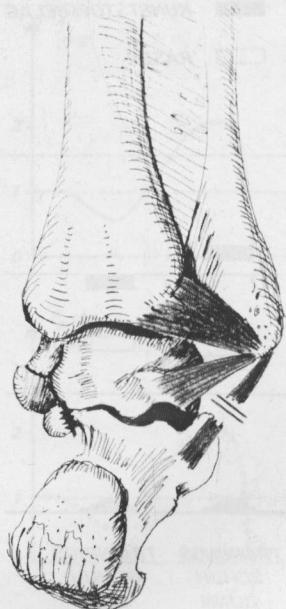


Abb. 3. Calcaneare Instabilität bei Verletzung der Zuggurtungsfunktion des fibulären Bandapparates (Zeichnung: Fritz Hefti)

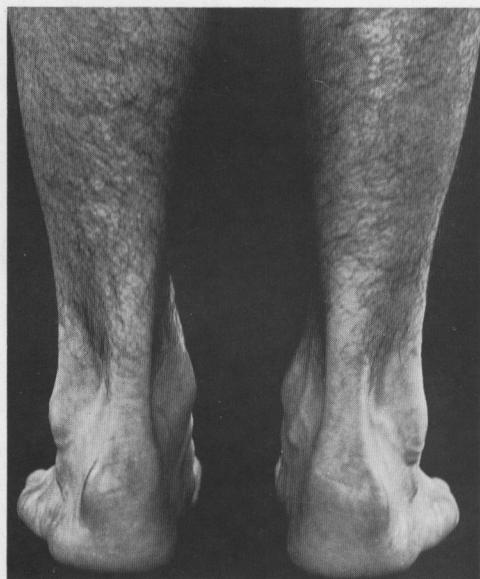


Abb. 4. Bursitis calcanei

3. Die Valgisierungsbewegung des Calcaneus und die Pronationsknickung sind zu ausgeprägt.

Bei Blockierung des Fußes bei der Landung oder auf hartem Boden, sowie bei einem insuffizienten Fuß mit verstärkter Pronationstendenz (Knick-Senkußfuß, Knick-Hohlfuß) besteht eine zu ausgeprägte Bewegungsexkursion des subtalaren Gelenkanteils. Elektromyographisch ist eine verlängerte Kontraktionszeit der gegen die Pronationsbewegung wirkenden Muskulatur festzustellen. Speziell der M. tibialis posterior wird dadurch intensiver beansprucht, wobei dadurch sowohl eine Insertionstendinose an der Schienbeinkante als auch ein Os naviculare cornutum als Folge des verstärkten Zuges entstehen können [6, 7].

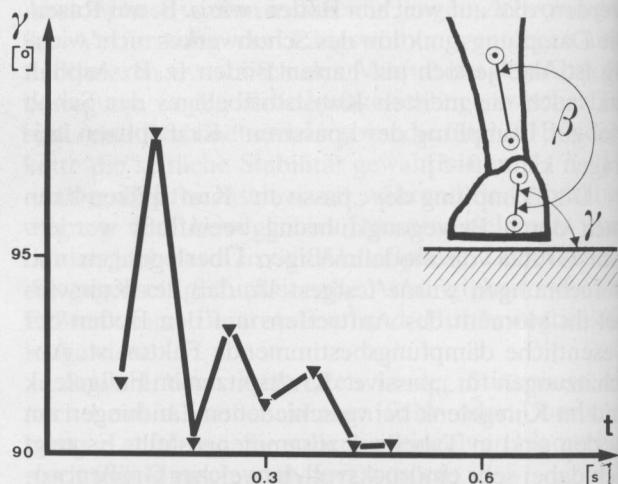


Abb. 5. Beispiel eines Fersenbeinwinkels γ einer Versuchsperson beim Fersenlauf während des ganzen Bodenkontaktes (nach Nigg 1978)

Die abrupte Valgisierungsbewegung des Calcaneus führt zu asymmetrischen Zugverhältnissen an der Achillessehne, wobei möglicherweise die häufig im medialen Sehnenbereich zu findenden Sehnenverdickungen und Teilrupturen durch diesen asymmetrischen Zug zustande kommen könnten [6, 7].

Die größere Bewegungsexkursion des Calcaneus kann bei schlecht sitzendem Schuh eine Bursitis calcanei provozieren (Abb. 4).

Die zu ausgeprägte Pronationsbewegung erhöht auch die Innenrotation des Unterschenkels. Überlastungsfolgen im Kniebereich sind bei Läufern nicht selten auf diese akzentuierte Rotationsbewegung des Unterschenkels zurückzuführen.

2. Stützphase

a) Biomechanische Überlegungen. Während des Bodenkontaktes hat der Fuß die Möglichkeit, sich seitwärts zu bewegen. Die seitliche Bewegung kann durch das zeitliche Verhalten des Fersenbeinwinkels γ beschrieben werden. In Abb. 5 ist ein Beispiel des Fersenbeinwinkels einer Versuchsperson während

des ganzen Bodenkontakte aufgezeichnet. Es kann aus dieser Abbildung entnommen werden, daß bei diesem Bodenkontakt der Fuß eine relativ große seitliche Instabilität hatte. Diese Instabilität wird im Laufe der Stützphase kleiner. Es passiert so etwas wie eine gedämpfte Schwingung. Es ist einleuchtend, daß durch solche Seitwärtsschwankungen von bis zu 10° der Bandapparat des Fußes stark belastet werden kann. Es ist möglich, diese seitlichen Schwankungen durch geeignete Schuhkonstruktionen zu verringern [4, 5].

Während des gesamten Bodenkontakte wandert der Kraftangriffspunkt von der lateralen Seite der Ferse zum Vorfuß. Die Art und Weise, wie sich der Kraftangriffspunkt innerhalb des Fußes bewegt, steht im Zusammenhang mit möglichen Beschwerden. Messungen an einer Gruppe von 84 Versuchspersonen haben ergeben, daß der Kraftangriffspunkt bei den Versuchspersonen ohne Beschwerden sehr gleichmäßig von hinten nach vorne verläuft (Abb. 6, rechter Teil). Er verläuft also so, wie er verlaufen würde, wenn eine Kugel am Boden rollt. Bei den Versuchspersonen mit Beschwerden beginnt der Kraftangriffspunkt ebenfalls an der Ferse, läuft dann aber sehr schnell auf den Vorfuß, was als frontales Einknicken bezeichnet werden kann.

Es ist möglich, daß durch falsche Schuhkonstruktionen der Kraftangriffspunkt, der von der lateralen Ferse zur Großzehe laufen sollte, gestört wird. In sehr vielen Fällen tritt ein Abweichen nach lateral auf, was sich negativ auf die Belastung des Bewegungsapparates auswirken kann [4, 8].

b) Überlastungsfolgen in der Stütz- oder Stabilisierungsphase. Die verstärkte und verlängerte Pronationsphase führt zu einer Verzögerung der Außenrotationsbewegung des Unterschenkels, die durch die Hüftbewegung provoziert wird [9]. Dadurch wird der Fuß später in die stabilere Supinationsstellung übergeführt. Bei fibulärer Bandinsuffizienz besteht eine verstärkte Rotationsfreiheit im oberen Sprunggelenk, so daß der Übergang in die stabilere Supinationsstellung des Fußes zusätzlich verzögert wird. Die Stabilisierung des Fußes in der Fußlängsachse wird deshalb weitgehend von den supinatorisch und pronatorisch wirkenden Muskeln übernommen. Das Überwiegen der einen oder anderen Muskelgruppe entscheidet über die Bewegungsführung in der Abstoßphase [7].

Beim insuffizienten Fuß führt die verstärkte Verformbarkeit der Längswölbung zu einem erhöhten Zug an der Plantaraponeurose mit entsprechenden Reizerscheinungen am calcanearen Ansatz. Durch den gleichen Mechanismus kann auch das Talo-Naviculargelenk überlastet werden (Abb. 7).

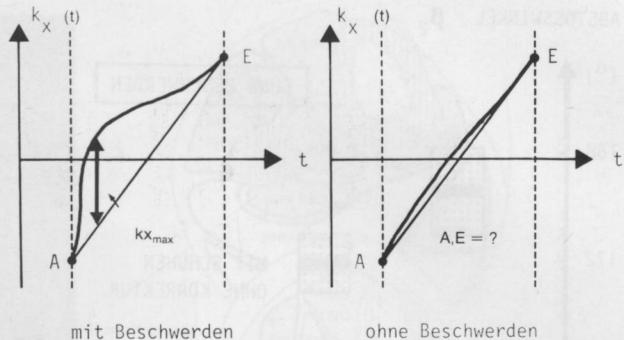


Abb. 6. Beispiel der frontalen Komponente des Kraftangriffspunktes $k_x(t)$ bei Versuchspersonen ($n = 84$) mit und ohne Beschwerden



Abb. 7. Überlastung der Plantaraponeurose und des Talo-Naviculargelenks

3. Abstoßphase

a) Biomechanische Überlegungen. Aufgrund biomechanischer Überlegungen sollte der Abstoß so erfolgen, daß der Winkel zwischen dem Calcaneus und der Achillessehne 180° beträgt. Diesem Postulat liegen zwei Überlegungen zugrunde. Auf der einen Seite ist festzuhalten, daß Winkel zwischen der Achillessehne und dem Calcaneus, die nicht gestreckt sind, einen „Knick“ in der Achillessehne bedeuten, was reibungsbedingte Entzündungen im Bereich der Achillessehne bewirken kann. Auf der anderen Seite bedeutet ein „Knick“ im Achillessehnenwinkel während der Abstoßphase aus dem Gesichtspunkt der Leistung eine Verschlechterung. Es entstehen zusätzliche Drehmomente im Fußgelenk, die mit

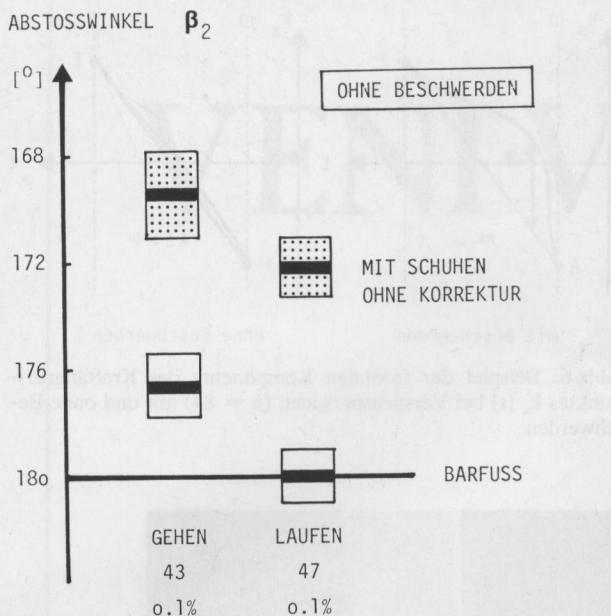


Abb. 8. Abstoßwinkel beim Gehen und Laufen für Versuchspersonen, mit „Schuhen ohne Korrektur“ und „barfuß“ (nach Nigg 1979)

zusätzlicher Arbeit kontrolliert werden müssen. Aus diesen zwei Gründen wird postuliert, daß der Achillessehnenwinkel während der Abstoßphase möglichst nahe bei 180° sein soll. Dies ist beim Barfußgehen und -laufen auch recht gut der Fall (s. Abb. 8). Der Gebrauch von Sportschuhen bewirkt allerdings, daß in vielen Fällen dieser Abstoßwinkel nicht 180° ist. Es wurden Werte bis 160° gemessen. Dies kann verschiedene Ursachen haben, z.B. eine zu stark ausgebildete mediale Stütze, die den Fuß wiederum nach lateral wegdrängt. Das bedeutet dann, daß der Abstoß nicht über die Großzehe, sondern über die Kleinzehe erfolgt. Eine andere mögliche Ursache ist die Leistenform. Wenn diese nach innen verläuft (pes adductus), so kann beim Schuh ebenfalls ein Ausweichen nach seitwärts entstehen. Eine Reihe von Untersuchungen haben gezeigt, daß Abstoßwinkel, die weit von 180° entfernt sind, sehr oft mit Achillessehnenbeschwerden gekoppelt sind. Es ist deshalb wesentlich, daß in der Schuhkonstruktion diesem Punkt Rechnung getragen wird [4, 5].

b) Überlastungsfolgen in der Abstoßphase. Die Bewegungsführung des Fußes während der Lande- und Stabilisierungsphase entscheidet weitgehend über den Verlauf der Abstoßbewegung. Die aufgefangene Pronationsbewegung in der Landephase durch den M. tibialis posterior führt zu einem lateralen Vorfußschub, ebenso ein Überwiegen der supinatorisch wirkenden Muskulatur während der Stützphase. Eine ausgeprägte mediale Stütze im Schuh oder eine

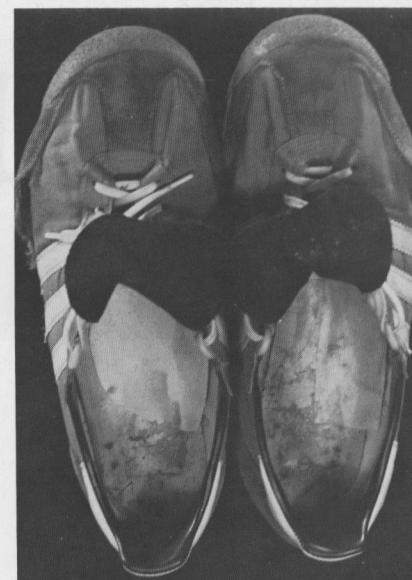


Abb. 9. Verstärkter lateraler Vorfußschub bei einseitig erhöhter medialer Stütze im Schuh

schlechte Leistenform tragen das ihre zu einer verstärkten lateralen Vorfußbelastung in der Abstoßphase bei (Abb. 9). Die Überlastung der lateralen Metatarsalia kann bis zu Ermüdungsfrakturen gehen. Die Verschiebung des Abstoßdruckes vom 1. Strahl weg nach lateral führt zu einer stärkeren Beanspruchung des M. flexor digitorum longus gegenüber dem an sich stärkeren Flexor der Großzehe. Aus diesem Bewegungsablauf heraus entsteht die neben der Insertionstendinose des Tibialis posterior häufigste Sehnenansatzentzündung im distalen Drittel der medialen Schienbeinkante im Ansatzbereich des Flexor digitorum longus (Abb. 10) [6, 7].

Bei Achillessehnenbeschwerden wird eine verstärkte Varisierung des Calcaneus in der letzten Phase des Abstoßes festgestellt (Abb. 11). Diese Bewegungsführung ist bei einer insuffizienten fibulären Bänderkette möglich. Dadurch wird der Ansatzpunkt der Achillessehne am Calcaneus nach medial verschoben, so daß sich das Peritendinaeum typischerweise im medialen Anteil der Sehne durch erhöhte Reibung entzündet [7].

4. Weitere Störfaktoren des Bewegungsablaufes

Außer den bereits erwähnten statischen oder dynamischen Fußinsuffizienzen oder der posttraumatisch gestörten Zuggurtungsfunktion des Bandapparates kann der Abrollvorgang des Fußes u.a. durch folgende Ursachen gestört sein:

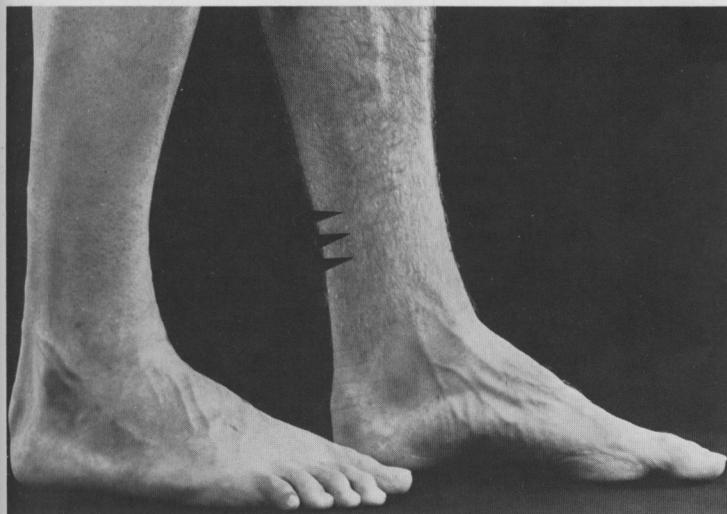
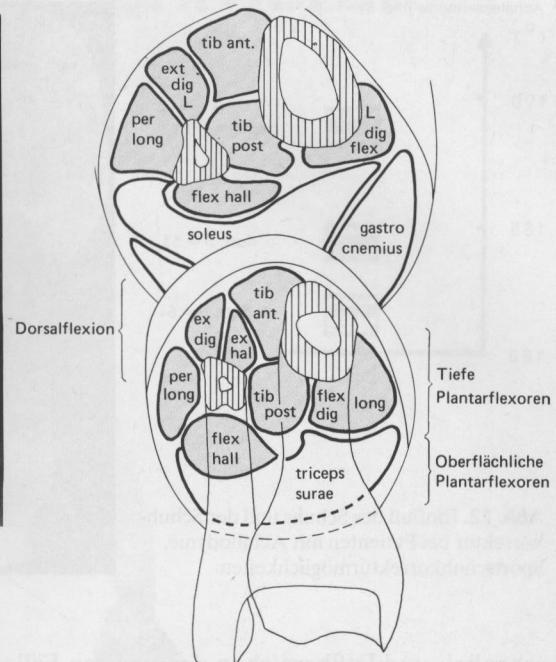


Abb. 10. Anatomische Verhältnisse der Muskelansätze am Unterschenkel



1. Ausweichbewegungen über den lateralen Fußrand bei Schmerzen im Bereich des Großzehenstrahls, beispielsweise bei einem Unguis incarnatus, einer Arthrose des Großzehengrundgelenks oder einer posttraumatischen Überlastung der Sesambeine [9].
2. Eine Rotationsstörung im Hüftgelenk, beispielsweise nach einer latent abgelaufenen Epiphysenlösung führen zu einer akzentuierten Rotationsbewegung im Fußgelenk.
3. Ein ausgeprägtes Genu oder Crus varum beeinflusst die Bewegungssachse des Fußes und die Rotationsbewegungen des Unterschenkels während der Lande- und Stabilisierungsphase. Die ausgeprägte Innenrotation verstärkt die Pronationsbewegung.

Folgerungen und therapeutische Konsequenzen

Dem Entstehungsmechanismus von Überlastungsbeschwerden liegt eine gewisse Gesetzmäßigkeit zugrunde. Gemeinsame Überlegungen zwischen Biomechanik und Orthopädie können das Verständnis der Überlastungerscheinungen verbessern. Dabei bestimmen sowohl endogene Faktoren wie die Suffizienz des Fußes, der Trainingszustand der Haltemuskulatur, der Freiheitsgrad der einzelnen Gelenke, der Laufstil etc., als auch exogene Faktoren wie die Beschaffenheit des Trainingsterrains und Sportschuhs über einen physiologischen oder pathologischen Bewegungsablauf.

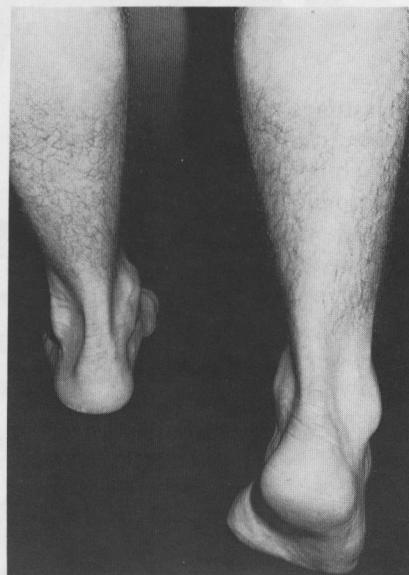


Abb. 11. Verstärkte Varisierung des Calcaneus in der Abstoßphase

Die Analyse dieser Faktoren führt zu therapeutischen Konsequenzen, die kausal die Überlastungsursachen beeinflussen helfen. Dazu gehört beispielsweise eine Sportschuhkorrektur, die durch Führung der Pronationsbewegung oder Verminderung der lateralen Fußbelastung die gestörte Bewegungsführung des Fußes verändert (Abb. 12). Dadurch lässt sich bei Sportlern mit Überlastungsbeschwerden im Unter-

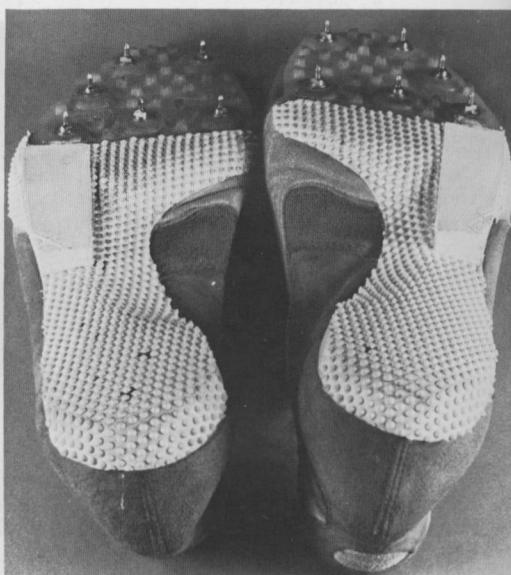
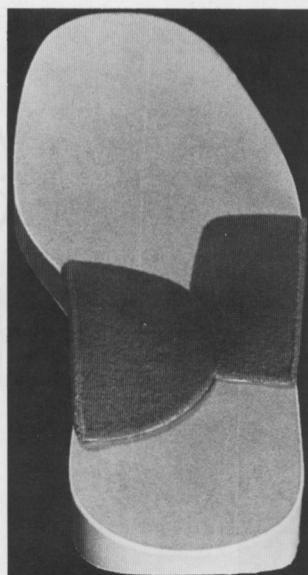
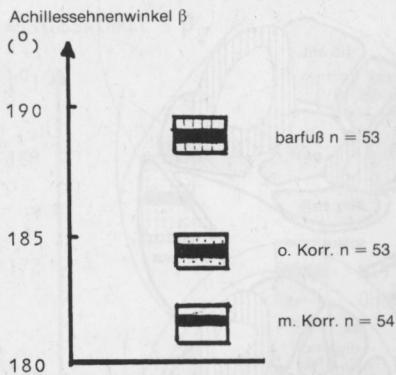


Abb. 12. Einfluß des Schuhs und der Schuhkorrektur bei Patienten mit Achillodynie, Sportschuhkorrekturmöglichkeiten

schenkel- und Fußbereich in den meisten Fällen eine Trainingstauglichkeit ohne antiphlogistische Dauertherapie erreichen [5, 8].

Zusammenfassung

Sportbedingte Überlastungsbeschwerden an Unterschenkel und Fuß wie Insertionstendinosen an der Schienbeinkante, Achillodynie, Fersenprellung, Plantarfasciitis etc. werden nach ihrem Entstehungsmechanismus aufgrund neuerer biomechanischer Untersuchungsergebnisse analysiert. Bei der Laufbewegung sind in der Auftreffphase je nach Bodenart hohe initiale Kraftspitzen, die vom Bewegungsapparat nicht aktiv aufgefangen werden können, für Überlastungen verantwortlich zu machen. In der Stütz- und Abstoßphase sind es dagegen akzentuierte Bewegungsexkursionen des in seiner Bandstabilität gestörten Fußes, die zur Dekompensation der muskulären Stabilisierungsmechanismen und zu asymmetrischen Zugverhältnissen an der Achillessehne führen. Durch Sportschuhwahl und eingebaute Korrekturen kann die Bewegungsführung des überlasteten Fußes biomechanisch verifizierbar positiv beeinflusst werden.

Literatur

- Debrunner HM (1974) Zur Biomechanik des Fußes. Orthopäde 3: 127
- Haberl R, Prokop L (1972) Die Auswirkungen von Kunststoffbahnen auf den Bewegungsapparat. Österr Z Sportmed 2-4

- Nigg BM (1979) Biomechanische Überlegungen zur Belastung des Bewegungsapparates. 3. Heidelberger Orthopädischesymposium (im Druck)
- Nigg BM et al. (1978) Gait analysis and sport-shoe construction. Biomechanics VI-A, University Park Press, Baltimore, pp 303-309
- Nigg BM, Segesser B (1978) Biomechanische Aspekte zu Sportschuhkorrekturen. Orthop Praxis 11: 831-833
- Nigg BM et al. Beinbeschwerden und Sportschuhkorrekturen. Orthopäde (im Druck)
- Segesser B (1974) Tibiale Schmerzzustände und Achillessehnenentzündung als Folge statischer Störungen. Therap Umschau 31: 256
- Segesser B, Ruepp R, Nigg BM (1978) Indikation, Technik und Fehlermöglichkeiten bei Sportschuhkorrekturen. Orthop Praxis 11: 834
- Subotnik StI (1974) The overuse syndrome of the foot and leg. San Francisco California College of Pediatric Medicine, Part 2
- Thiel A, Karpf M (1973) Bild und Behandlung der Achillodynie. Sportarzt Sportmed 24: 106
- Unold E (1973) Über den Einfluß verschiedener Unterlagen und Schuhwerke auf die Beschleunigungen am menschlichen Körper. Diplomarbeit, Laboratorium für Biomechanik, ETH Zürich

Dr. B. Segesser
Orthop. Univ.Klinik
Felix Platter-Spital
Burgfelderstr. 101
CH-4000 Basel
Schweiz

Dr. B. M. Nigg
Laboratorium f. Biomechanik
Eidgen. Technische Hochschule
Weinbergstr. 98
CH-8000 Zürich
Schweiz