

Pronationswinkel des Rückfußes in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeit und der Fußstellung

Björn Gustafsson: *Kann man aufgrund einer elektronischen Fußdruckmessung Rückschlüsse auf das Pronationsverhalten des Fußes ziehen? Wie wirkt sich die Laufgeschwindigkeit auf die Pronation bei verschiedenen Läufertypen aus? Mit diesen Fragestellungen beschäftigt sich die vorliegende Untersuchung, für die 53 Läufer untersucht wurden.*

Diese Untersuchung befasst sich mit dem Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf die subtlare Fußstellung (Pronationswinkel) beim Barfußlaufen auf dem Laufband.

Das Verhalten des Pronationswinkels, zu deren Messung der in der Praxis gängige Achillessehnen (AS)- und Fersen-Bodenwinkel (FB) herangezogen

wurde, soll in Abhängigkeit der Kategorisierung in: Supinierer, Neutralfußläufer und Überpronierer untersucht werden.

Bei bisherigen Arbeiten zu Fragen der Pro-/Supinationsbewegung während der Belastung weisen alle Untersuchungen die Gemeinsamkeit auf [Bobbert et al., 1992; Bork et al., 1998; Fromme et al., 1997; Lafortune et al., 1994; Milani et al., 1997; Nigg et al., 1982, 1986], dass die Probanden bei der Unterteilung der Versuchsgruppen nicht auf ihren „funktionellen Gelenkstatus“ beziehungsweise ihre vorliegende Fußstellung hin unterschieden, sondern immer nach dem Grad der körperlichen Leistungsfähigkeit, oder dem Tragen gewisser Schuhe oder Einlagen zusammengestellt wurden.

In der Praxis der Bewegungsanalyse zeigen sich aber deutliche Zusammenhänge, dass zum Beispiel ein Knick-Senkfuß stärker mit einer Überpronation im USG korreliert, wohingegen ein Hohlfuß oftmals als Ausgangssituation einer Supination im USG betrachtet wird. Der Grad der körperlichen Fitness oder das Tragen bestimmter Laufschuhe im Training ist weniger ausschlaggebend für solche Bewegungen des Fußes.

Des Weiteren wird untersucht, ob ein Kontext zwischen zwei verschiedenen Messmethoden zu erfassen ist.

So soll die Bilanz einer externen, elektronischen Fußdruckmessung (NOVEL Emed), zeigen, ob zwischen dieser dynamometrischen Messmethode und der kinematischen Bewegungsanalyse ein Konnex zu erfassen ist.

Diese Fragestellung wurde gewählt, da häufig zwischen Fachleuten die These postuliert wird, dass das Ergebnis der Fußdruckmessung ausreicht, um sämtliche Informationen bezüglich des Pronationsverhaltens des Fußes zu erhalten.

Material und Methodik Probanden

Insgesamt wurden 53 männliche Probanden im Alter von $25,5 \pm 3,3$ Jahren mit einem BMI (Body mass index) von $22,8 \pm 1,81$ untersucht. 36 der 53 untersuchten Personen waren Sportstudenten, die verschiedene Spezialsportarten betrieben, wobei die Dauer einer sportlichen Betätigung aller Probanden pro Woche im Mittel bei $6,8 \pm 3,6$ Stunden lag. Der Umfang der zurückgelegten Entfernung durch ein Lauftraining lag im Mittel bei 21,4 Kilometer pro Woche.

Dieses Gesamtkollektiv wurde nach Bildung der Mittelwerte des Fersen-Bodenwinkels (FB), bei den Laufgeschwindigkeiten 2,2; 2,8; 3,3; 3,9 und 4,4 m/s in drei Subkollektive differenziert und dann mittels Konvention der Tabelle 1 zugeordnet. Hinsichtlich der anthropometrischen Daten bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen (Tab. 2)


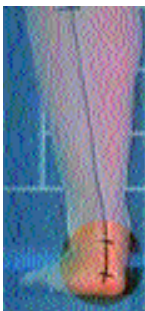

	Supinierer	Neutralfuß	Überpronierer
FB Winkel	$\infty - 2^\circ$ Varus	2° Varus $- 4^\circ$ Valgus	$+ 4^\circ$ Valgus $- \infty$
Mittelwert und Standardabweichung des Kollektivs	$3,1^\circ \pm 1,4$ Varus	$1,7^\circ \pm 1,4$ Valgus	$6,4^\circ \pm 2,2$ Valgus
Schematische Darstellung auf dem Laufband			

Tabelle 1 Definition der Subkollektive.

Kollektiv	Anzahl (n)	Alter/Jahre	Sport Std/W	BMI
Supinierer	8	$25,7 \pm 3,7$	$8,6 \pm 3,2$	$22,7 \pm 1,5$
Neutralfuß	23	$25,4 \pm 3,3$	$6,4 \pm 3,1$	$22,9 \pm 1,8$
Überpronierer	22	$25,6 \pm 3,2$	$6,6 \pm 4$	$22,8 \pm 1,9$
Gesamt	53	$25,5 \pm 3,3$	$6,8 \pm 3,6$	$22,8 \pm 1,8$

Tabelle 2 Anthropometrische Daten der Probanden.

Ausschlusskriterien der Teilnahme stellten folgende Faktoren dar:

- Um eine Ergebnisverfälschung durch Schonhaltungen auszuschließen, war eine Verletzungs- beziehungsweise Beschwerdefreiheit beim Laufen und Gehen Grundvoraussetzung.
- Die Probanden mussten an ein Laufband gewöhnt sein und ausreichende Bewegungserfahrungen mit diesem Gerät besitzen.
- Zur Vermeidung, dass der „Laufstil“ Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse hatte, wurden nur „Fersenläufer“ in die Auswertung einbezogen.
- Eine Operation im Bereich der unteren Extremität musste länger als vier Monate zurückliegen.

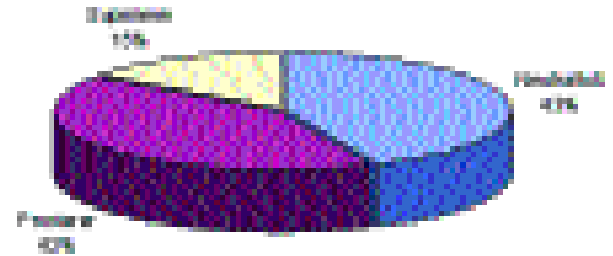
Als „Supinierer“ gelten somit per oben angeführter Konvention Rückfußstellungen, in denen der FB (Fersen-Bodenwinkel) einen Wert annimmt, der stärker als 2° in Varus zeigt. Der Calcaneus steht gleichsam nach lateral.

Als „Neutralfußläufer“ gelten FB in einer Spanne von 2° Varus bis 4° Val-

gus. Dieses Kollektiv umfasst demnach auch Rückfußstellungen, die eine 90° Stellung des Calcaneus zum Boden vorseigen.

Als „Überpronierer“ zählen die Probanden, deren Wert im FB über 4° Valgus hinausging. Somit steht der Calcaneus nach medial. Da für diese Klassen in der Literatur keine einheitlichen Definitionen bestehen, wurden diese Subkollektive in Anlehnung der Unterteilung und Winkeldefinitionen von Segesser und Nigg (1980, 1993) eingeteilt.

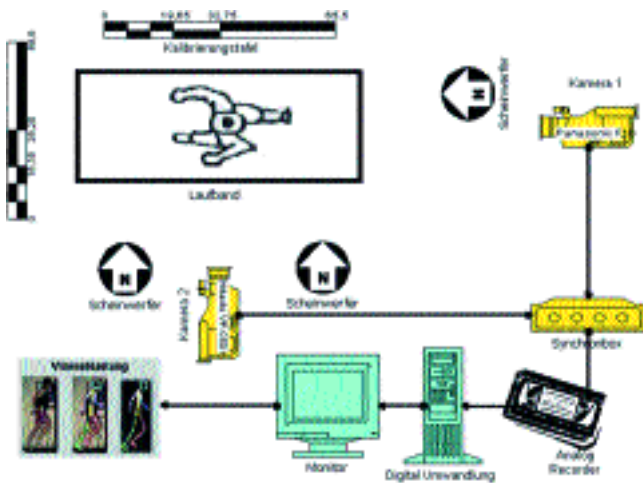
Die prozentuale Verteilung der Subkollektive dieser Analyse ist aus der Abbildung 1 zu entnehmen.



1 Prozentuale Verteilung der Subkollektive. $n = 53$.

Versuchsaufbau

Die Messung der plantaren Bodenreaktionskräfte erfolgte mit dem EMED ST System der Fa. Novel München. Diese kapazitive Druckverteilungsmessanlage besitzt eine Ortsauflösung von zwei Sensoren pro cm^2 auf einer Fläche von 438×225 mm. Die Abtastrate (Frequenz) der Sensoren beträgt 50 Hz. Die



2 Versuchsaufbau Laufband.

gewonnenen Daten wurden an einen Laptop PC weitergeleitet und dann über eine entsprechende Software graphisch auf dem Monitor dargestellt.

Das für die Untersuchungen genutzte Lamellenlaufband der Firma Callis hatte eine Bandbreite von 50 cm und

eine belaubbare Länge von 155 cm. Die Bandgeschwindigkeit konnte stufenlos von 0 bis 5 m/s geregelt werden. Die Härte der Oberflächenlamellen betrug Shore 55. Die von einem Gleichstrommotor erzeugte Motorleistung von 1 kW gewährleistete, dass die eingestellte Bandgeschwindigkeit infolge der Fußaufsätze nur minimal beeinflusst wurde.

Die Läufer wurden jeweils von einer rückwärtigen und einer seitlich stationierten Videokamera aufgenommen (Abb. 2). Die Kameras befanden sich zueinander im rechten Winkel, wobei die frontale Kamera vom Typ Panasonic F10 eine Bildfrequenz von 50 Hz und eine Belichtungszeit von 1/1000 sec. aufwies und sich in einer Entfernung von 2,8 Meter zum Objekt befand.

Die seitliche Kamera vom Typ Hitachi VP-C501 wies eine Bildfrequenz von 50 Hz und eine Belichtungszeit von 1/500 sec. auf. Der Abstand zum Aufnahmeobjekt betrug 3,5 Meter.

Um diese kurzen Belichtungszeiten zu gewährleisten, wurde die Lauffläche des Bandes durch zehn Halogen-Dampfleuchten mit einer Leistung von je 200 Watt beleuchtet. Sieben dieser Leuchten waren in einer U-förmigen Anordnung über dem Laufband, zwei seitlich des Bandes und eine Leuchte direkt hinter dem Laufband angebracht.

Die Steuerung und bildgenaue Synchronisation der Kameras erfolgte durch einen Signalwandler der Firma Video Service Offenbach. Die Bildinformationen wurden dann in einen Videorecorder der Marke Panasonic übertragen und zur Weiterverarbeitung in den PC eingespielt.

Methodik der Datenaufnahme

Die durch die Kraftmessplatte gewonnenen Daten wurden gemäß der Probandenkollektive über die Software Lateral-Medial Force Indices der Firma Novel ausgewertet.

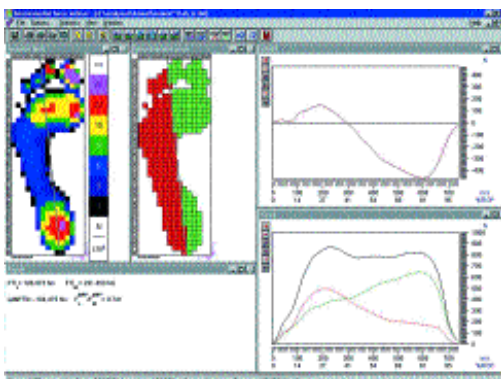
Dieses Programm bietet die Möglichkeit zwischen zwei Tangenten an der medialen und lateralen Seite des Fußes eine Winkelhalbierende zu bilden. Jeder Fuß wird durch diesen „long plantar angle“ nach normierten, objektiven Gesichtspunkten geteilt (Abb. 3). Aus den beiden daraus resultierenden Gebieten wurden die Kraft-Zeit Integrale, die Differenzen zwischen Kräften auf der lateralen und der medialen Seite der Linie sowie das Verhältnis der Kräfte auf den beiden Seiten zueinander berechnet.

Um unterschiedliche Probanden miteinander vergleichen zu können, wird ein normierter, vom Körpergewicht unabhängiger Index (LAMFII) gebildet, da die reinen Kraft-Zeit Integrale vom Körpergewicht beziehungsweise allgemein vom Gesamtimpulsübertrag der Person abhängen.

Die Auswertung der Messpunkte der Laufbanduntersuchung erfolgte über die zweidimensionale Analysesoftware Covilas.

Die Erfassung der Gelenkwinkel AS und FB wurden nach Auswahl eines validen Schrittes, unter Beachtung einer möglichst großen Bewegungskonstanz gemessen. Als Messzeitpunkt sollte der Zeitpunkt des Pronationsmaximums dienen. Dieses ist nach Untersuchungen von Edington, Frederick und Cavanagh (1990) bei einer Laufgeschwindigkeit von 3,58 m/s nach 110 msec des ersten Bodenkontaktes des Fußes, und bei 4,47 m/s nach 92 msec zu erwarten. Aus diesem Grunde wurde über die seitliche Kamera der Augenblick ermittelt, in dem sich der Proband in der Hauptstützphase befand (Abb. 4), da sich dieser Zeitpunkt abhängig von der Geschwindigkeit ziemlich exakt mit den oben angeführten Angaben deckt. Dieser ist dadurch gekennzeichnet, dass die Markierung auf dem trochanter major lotrecht über dem malleolus lateralis steht.

Über die Ansicht der hinteren Kamera wurden die Gelenkmarkierungspunkte pro Schritt dreimal durch den Versuchsleiter manuell getrackt und durch die Software automatisch der Mittelwert gebildet. Anschließend wurden nach Vorgaben von Gustafsson und Kriwat



3 Darstellung des Programms: Lateral-Medial Force Indices auf dem Bildschirm.



4 Darstellung der Hauptstützphase auf dem Monitorbild.

(1998) die Winkel auf ihren Abbildungsfehler hin bereinigt.

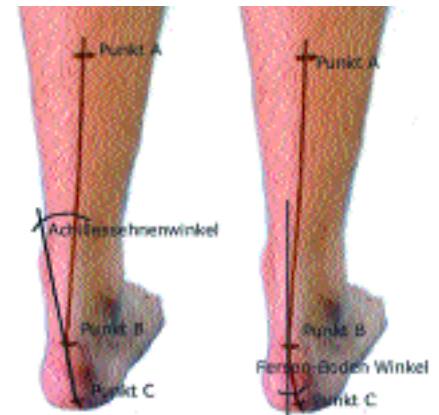
Versuchsdurchführung

Zu Beginn wurden die anthropometrischen Daten jedes Probanden erfasst und anschließend die Markierungspunkte zur Messung des AS und FB-Winkels auf der Haut des linken Beines angebracht. Dies erfolgt im unbelasteten Zustand und richtet sich nach den Vorgaben von Gustafsson und Kriwat (1998). Es wurde ein Strich über die Achillessehne gezogen und anschließend eine Markierung über dem Calcaneus, eine Markierung vier Zentimeter unterhalb und eine 20 Zentimeter oberhalb dieses Punktes angebracht (Abb. 6).

Der Achillessehnenwinkel (Abb. 5) bildet sich aus der Strecke der Punkte AB sowie aus der Strecke der Punkte BC. Er ist ein körperbezogener Winkel und gibt Auskunft über die Stellung des Calcaneus zum Unterschenkel. Die Angabe

des Winkels erfolgt mit der Bezeichnung Varus oder Valgus. Nach Nigg und Segesser (1986) beträgt der Normalwert dieses Winkels unter Belastung 10° Valgus. Werte unter 10° Valgus deuten auf eine supinierte Stellung im Sprunggelenk, während Werte über 10° in Richtung Überpronation deuten.

Der Fersen-Bodenwinkel (Abb. 6) ist ein raumbezogener Winkel und wird durch die Strecke der Punkte B und C zum vertikalen Bodenlot gebildet. Der FB gibt die Stellung des Calcaneus zum Untergrund an und wird als Maß zur Bestimmung der Rückfußstellung eingesetzt. Nach Nigg und Segesser (1986) wird eine Stellung von 0° (das bedeutet eine senkrechte Stellung des Calcaneus) als physiologisch angesehen. Variische Werte (der Calcaneus steht nach lateral) werden bei einer supinierten Stellung im unteren Sprunggelenk gemessen, während valgische Werte (der Calcaneus steht nach medial) bei einer verstärkten Pronation ermittelt werden.

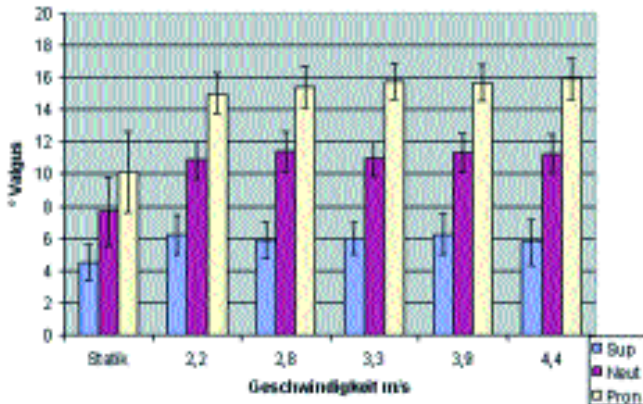


5 Der Achillessehnenwinkel.

6 Der Fersen-Bodenwinkel.

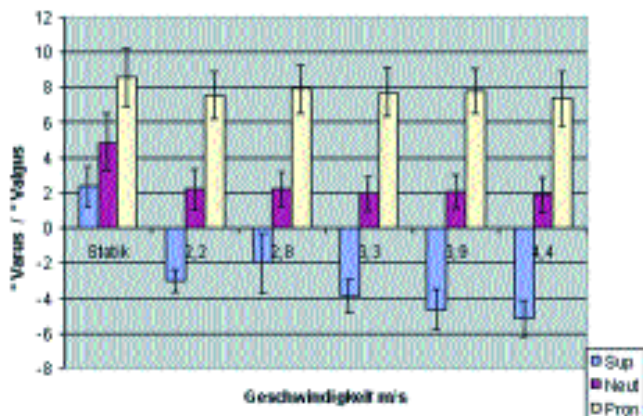
Daraufhin wurde randomisiert die Reihenfolge der zu laufenden Geschwindigkeiten festgesetzt. Nach einer kurzen Einweisung wurde das Laufband gestartet und der Proband hatte eine dreiminütige Adaptationszeit bei einer

Achillessehnenwinkel



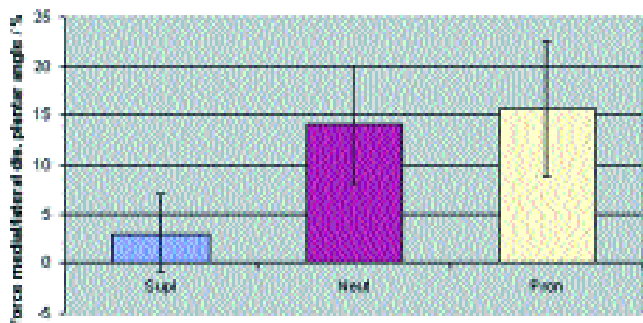
7 Veränderung des Achillessehnenwinkels im Mittelwert und Standardabweichung.

Fersen-Bodenwinkel



8 Veränderung des Fersen-Bodenwinkels im Mittelwert und Standardabweichung.

LAUFTEIL der Probandenkollektive



9 Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichung des prozentualen Anteils der Gesamtimpulse der Fußdruckmessung nach Unterteilung der Subkollektive.

Geschwindigkeit von 1,25 m/s. Anschließend wurde das Laufband auf die vorher festgelegte Geschwindigkeit angefahren. Nach einer etwa zehnssekündigen Einlaufzeit erfolgte die Aufzeichnung der Laufbewegung über einen Zeitraum von fünf Sekunden. Danach wurde die nächste zu laufende Geschwindigkeit eingestellt und die Bewegungssequenz nach gleichem Vorgehen aufgezeichnet. Dieser Vorgang wurde bis zur Beendigung der Messung wiederholt. Der ge-

samte Messvorgang betrug so zirka zwei Minuten um eine muskuläre Ermüdung auszuschließen. Die Probanden bekamen während der Versuche keinen Hinweis zur Korrektur ihrer Lauftechnik. Nach dem Versuch wurden die Aufzeichnungen auf Messfehler überprüft.

Zur Datenaufnahme der plantaren Fußdruckmessung wurde die Messplattform in den Boden eingelassen, so dass die Oberseite der Plattform ebenerdig mit dem Untergrund abschloss. Der Pro-

band hatte nun eine An- und Auslaufstrecke vor und hinter der Plattform von 2,5 Meter. Er wurde angewiesen, in einer natürlichen Schrittabwicklung mit der Ferse des linken Fußes die Sensorfläche zu berühren und diese über den Vorfuß zu verlassen. Durch die Größe der Messplattform war bei korrekter Ausführung die Darstellung des ganzen Fußes gesichert.

Zur Definition eines gültigen Schrittes dienten die Vorlagen von White et al. (1998). Diese zeichnet sich einerseits durch den harmonischen Verlauf der Ganglinie, andererseits durch eine Dauer der Bodenkontaktzeit von 680 – 720 ms aus.

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Signifikanzen von Mittelwerten erfolgte bei den Daten der Laufbanduntersuchung durch eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung. Die Daten der plantaren Fußdruckmessung wurden durch eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf Signifikanzen geprüft.

Zusätzlich wurden die Ergebnisse der Fußdruckmessung mit den Ergebnissen der Laufbanduntersuchung in paarweisen Einzelvergleichen durch den Scheffé-Test verglichen.

Im Einzelnen gelten folgenden Signifikanzniveaus:

p < 0,05 (5%) = signifikant

p < 0,01 (1%) = hoch signifikant

Aufgrund der Fülle von Daten wurde die statistische Auswertung nur zu den drei Messpunkten: Stand, 2.2 m/s und 4.4 m/s aufbereitet. In den grafischen Darstellungen werden alle Messzeitpunkte dargestellt.

Ergebnisse

Der Achillessehnenwinkel

In Abb. 7 ist der Verlauf des AS unter ansteigender Geschwindigkeit in Abhängigkeit der Einzelkollektive dargestellt.

Auf den gegebenen Geschwindigkeitsstufen lagen die Mittelwerte der Gruppen zueinander signifikant beziehungsweise hoch signifikant zersprengt.

Innerhalb der Gruppen ließen sich in der Zustandsänderung vom Stand zum Lauf signifikante Unterschiede im AS der Gruppen Neutralfußläufer (Neut) und Überpronierer (Pron) messen. Während des Laufens waren keine signifi-

fikanten Unterschiede zu den Geschwindigkeiten erkennbar.

Kein signifikanter Unterschied im AS ist in der Gruppe der Supinierer (Sup) nachweisbar.

Der Fersen-Bodenwinkel

Die Abbildung 8 zeigt den Verlauf der Mittelwerte des FB in den Einzelvergleichen der Subkollektive.

Zu den ermittelten Zeitpunkten zeigten die Mittelwerte des FB der einzelnen Gruppen signifikante beziehungsweise hoch signifikante Kontraste.

Signifikante Differenzen des FB innerhalb der Gruppe zeigten die Mittelwerte der Supinierer und Neutralfußläufer beim Vergleich der Statik zum Lauf. Zwischen den einzelnen Laufgeschwindigkeiten zeigen sich bei diesen Gruppen keine Unterschiede.

Die Gruppe der Pronierer wies keine statistischen Unterschiede im FB bei Veränderung der Geschwindigkeit auf.

Plantare Fußdruckmessung

Die Ergebnisse der kinetischen Messung des Gesamtimpulses der Fußdruckmessung (LAMFII) liegen mit einem p-Wert von 0,0569 über dem statistischen Ablehnungsbereich von 5 Prozent. Somit waren statisch keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen nachweisbar. Es ist jedoch ein deutlicher Trend zwischen der Gruppe der Supinierer im Sinne einer höheren lateralen Belastung des Fußes im Vergleich zu den Gruppen der Neutralfußläufer und Pronierer erkennbar. Eine nahezu identische Belastungsverteilung (medial zu lateral) findet sich zwischen den Neutralfußläufer und Pronierer (Abb 9).

Korrelation der Messverfahren

Bei der abschließenden Korrelationsprüfung wurde geprüft, ob die Ergebnisse der Fußdruckmessung mit den auf dem Laufband gewonnenen Daten in Beziehung zu setzen sind. Hier zeigte sich nur zu einem (FB Winkel der Sup. bei 2,2 m/s) von 18 Messzeitpunkten ein statistisch signifikanter Zusammenhang der Messverfahren.

Diskussion

Akute Verletzungen und chronische Schäden durch laufbedingte Überlastungsschäden sind nach wie vor ein zentrales Thema in der Sportmedizin. Ist die Diagnose bei Verletzungen dieser Art

relativ schnell einzugrenzen, so stellt die Suche der Ursachen für Läuferverletzungen wie Schienbeinkantenreizungen, Achillodynie, Insertionstendiosen oder dem „Runner's Knee“ den behandelnden Arzt oft vor schwierige Fragen. Für eine umfangreiche Untersuchung mit Analyse der pathomechanischen Komponenten fehlt im Praxisbetrieb oft die Zeit oder sogar das funktionelle Verständnis der Muskelzüge beziehungsweise der biomechanischen Gesetzmäßigkeiten. So verwundert es kaum, dass der Patient innerhalb einer kurzen, beschwerdefreien Trainingszeit oft mit rezidiven Beschwerden zu kämpfen hat. Die Sportverletzung wird zum Sportschaden.

Ohne Änderungen der Trainingsvariablen, wie Umfang, Belastung oder Technik sowie gegebenenfalls Beeinflussung von anatomischen Bedingungen, wie Fußdeformitäten oder Laufschuhfunktion kann dieser pathologische Kreislauf nicht durchbrochen werden. In diesem Zusammenhang muss gerade der Interaktion von Fuß und Boden große Beachtung geschenkt werden. Diese gilt als zentraler Einflussfaktor der Schadensentstehung.

Der normalen Pronation wird eine funktionell wichtige Bedeutung zur Stoßdämpfung des Bewegungsapparates zugemessen. Im übertragenen Sinne dient die Pronation im unteren Sprunggelenk nach dem Fersenauftritt als sehr zweckmäßige Einrichtung, da der Bremsweg, auf dem die dynamischen Kräfte beim Fersenauftritt aufgefangen werden, dadurch verlängert wird. Damit wird die Bremskraft verringert und die Belastung der Gelenke kleiner.

Die exzessive Pronation kann, oft auch mit dem Synonym Über- oder Hyperpronation bezeichnet, gleichsam als häufige Ursache für Beschwerden betrachtet werden.

Verschiedene Autoren haben auf diese Zusammenhänge zwischen shin splints, Achillodynien, Insertionstendiosen und Bursitiden an Knie und Fuß sowie der Geschwindigkeit der initialen und totalen Pronation hingewiesen [Komi et al., 1993; Segesser und Nigg, 1980].

Nach Komi (1993) produziert eine zusätzliche Pronation eine Reduktion der Kraftentwicklung – reduzierte Pronation bewirke gegensätzliche Effekte. Darüber hinaus kann die Zunahme der Pronation im Muskel eine Erhöhung der EMG-Aktivität bedeuten, während sie im Antagonistensystem gehemmt ist. Die

Gründe für eine Überpronation sind mannigfaltig: Muskuläre Dysbalancen, Vorfußvarusstellung, schwache Ligamente, geringe Stabilität im Sprunggelenk oder insuffiziente Fußgewölbe können pronationsbegünstigend wirken.

Eine besondere Beachtung hat der überpronierende Läufer dem Laufschuh zu schenken. Dieser kann bei falscher Funktion – zu weiches Material im medialen Bereich der Zwischensohle – als Hebel wirken und somit großen Einfluss auf die subtalare Fußstellung nehmen [Bork et al., 1998].

Entgegen bisheriger Forschungsergebnisse zum Pronationsverhalten konnte in dieser Arbeit keine Pronationszunahme beim Barfußlauf in keinem der untersuchten Parameter unter Erhöhung der Laufgeschwindigkeit nachgewiesen werden.

Diese Ergebnisse decken sich mit denen der Untersucherguppe von Bates et al. (1978). Bates konnte ebenfalls keine signifikante Änderung von Schlüsselparametern der Pronation bei Veränderung der Laufgeschwindigkeit von 3,3 auf 4,5 Meter in der Sekunde feststellen.

Fraglos lässt sich jedoch eine signifikante Veränderung des Achillessehnenwinkels, als Maß für Bewegungen im Sprunggelenk, und des Fersen-Bodenwinkels, von der Statik zur Dynamik in Abhängigkeit der Probandenkollektive ermitteln.

Analysen von Nigg (1986) und Smith et al. (1986) zeigten allerdings signifikante Pronationszunahmen bei Erhöhung der Laufgeschwindigkeit.

Fromme et al. (1997) ermittelten eine signifikante Zunahme der Pronation unter Berücksichtigung des Faktors der Ermüdung in Gegenüberstellung von untrainierten zu trainierten Sportlern. Andere Autoren [Edington et al., 1990; Berschin, 1999] vertreten die Meinung, dass der Einfluss der Ermüdung auf die Stabilität im Sprunggelenk noch ungeklärt sei, da spezielle „Ermüdungs-Parameter“ bisher noch nicht gefunden wurden.

Betrachtet man die Ergebnisse des Achillessehnenwinkels und des Fersen-Bodenwinkels gemeinschaftlich in Abhängigkeit der einzelnen Kollektive, so lassen sich folgende Feststellungen machen:

– Die Gruppe der Supinierer birgt in dieser Untersuchung die meisten Neuigkeiten:

Der Achillessehnenwinkel weist zwar in dieser Gruppe zu keinem Zeitpunkt

einen signifikanten Unterschied zu einem anderen Messzeitpunkt auf, es lässt sich allerdings eine geringfügige Abnahme von $0,5^\circ$ unter Zunahme der Laufgeschwindigkeit eruieren.

Der Calcaneus variiert in der Bewegung. Ausgehend von einer anfänglichen leichten Valgusstellung im Stand, wandert dieser in eine Varusstellung bei einer Laufgeschwindigkeit von 2,2 m/s.

Des Weiteren ist bei Erhöhung der Laufgeschwindigkeit von 2,2 auf 4,4 m/s ein Trend zur stärkeren Varisierung des Calcaneus mit Winkeländerung von $0,92^\circ$ belegbar. In wie weit sich diese Calcaneus-Varusstellung im Sinne einer Varisierung der Beinachse (O-Bein) äußert, bleibt in dieser Untersuchung ungeklärt.

- Das Kollektiv der Neutralfußläufer zeigt im AS und FB signifikante Veränderungen von der Statik zur Dynamik. Diese besagen die Zunahme des Achillessehnenwinkels, bei gleichzeitiger Abnahme des Fersen-Bodenwinkels. Das heißt, der Calcaneus richtet sich nach Varus (lateral) hin auf. Zwischen den beiden Laufgeschwindigkeiten von 2,2 m/s und 4,4 m/s zeigen weder der AS noch der FB eine Änderung.
- Die Probandengruppe der Pronierer bietet im FB mit einer maximalen Veränderung von $0,59^\circ$ keinen Trend einer Bewegung. Der Calcaneus steht in der Statik und in der Dynamik deutlich in Valgus. Somit ist ein Überpronierer schon im Stand deutlich am varischen Calcaneus erkennbar. Der Achillessehnenwinkel bietet vom Stand zur Bewegung signifikante Differenzen. Zwischen den Laufgeschwindigkeiten lässt sich dann nur ein schwacher Trend, im Sinne eines Anstieges der Pronation registrieren.

Durch die Ergebnisse der dynamischen Pedographie wird kein Unterschied zwischen der Gruppe der Überpronierer und der Neutralfußläufer ersichtlich. Die Werte unterscheiden sich nur um 1,2 Prozent voneinander und dies bei einer durchschnittlichen Standardabweichung von 13 Prozent. Somit führt dies zu dem Ergebnis, dass durch die dynamische Fußdruckmessung allenfalls eine Supinationstendenz ermittelt werden kann. Bei dieser Erhebung war es nicht möglich den Normalfußläufer von dem Überpronierer aufgrund der plantaren Fußdruckmessung zu differenzieren.

Wie die Ergebnisse dieser Analyse zeigen, sind externe Vergleiche zwischen diesen beiden hier durchgeführten Messverfahren statistisch nicht gehalten.

Ein einziger signifikanter Zusammenhang kann nicht als repräsentativ gelten und somit muss angenommen werden, dass nur aufgrund einer dynamischen Pedographie keine valide Vorhersage auf die tatsächlich in der Bewegung auftretende Fußstellung getroffen werden kann. In der Praxis zeigt sich allzu oft, dass verschiedene Institutionen – hier seien vor allem Verkaufsanstalten von Sportschuhhersteller genannt – zu viel Gewicht in die Aussagekraft solcher Messsysteme interpretieren. So wird zum Beispiel versucht unter Zuhilfenahme solcher Systeme den geeigneten Laufschuh für Kunden zu finden. Wie diese Arbeit zeigt, sind die Daten einer elektronischen Fußdruckmessung im Gang nicht ausreichend um auf die Situation im Lauf zu schließen.]

● ● **Anschrift des Verfassers:**

Björn Gustafsson
c/o Fa. Kriwat
Lerchenstraße 21
24103 Kiel

Literatur

1. Bates, B. T.; Osternig, L. R.; Mason, B.; James, S. L.: Lower extremity function during the support phase of running. In: Asmussen, E.; Jorgensen (Hrsg.). Biomechanics VI-B. Baltimore: University Park. 1978, 226 – 233.
2. Berschin, G.: Das bewegungsbedingte Schädigungspotential bei der Pathogenese von Supinations-Inversions-Traumen des oberen Sprunggelenks. Marburg: Görlich & Weiershäuser 1999.
3. Bobbert, M. F.; Yeadon, M. R.; Nigg, B. M.: Mechanical Analysis of the landing phase in heel-toe running. In: Journal of biomechanics, 3 (1992), 223 – 234.
4. Bork, H.; Thorwesten, L.; Greif, H.; Janßen, P.: Kinematische Untersuchung der Rückfußpronation bei verschiedenen Laufschuhen. In: Sonderheft Dtsch. Z. Sportmed., 1 (1998), 207 – 211.
5. Edington, C. J.; Frederick, E. C.; Cavanagh, P. R.: Rearfoot Motion in Distance Running. In: Cavanagh, P. R. (Hrsg.). Biomechanics of distance running. Champaign, Illinois: Human Kinetics 1990, 135 – 164.
6. Fromme, A.; Winkelmann, F.; Thorwesten, R.; Reer, R.; Jerosch, J.: Pronationswinkel des Rückfußes beim Laufen in Abhängigkeit von der Belastung. In: Sportverl., Sportschad., 11 (1997), 52 – 57.
7. Gustafsson, B.; Kriwat, M.: Objektivität nur bedingt möglich. In: Orthopädieschuhtechnik, 11 (1998), 56 – 59.
8. Komi, P. V.; Hyvärinen, T.; Gollhofer, A.; Kvist, M.: Biomechanische Überlegungen über Stoßkräfte und Fußinstabilität beim Laufen. In: Sportverl. Sportschad., 7 (1993), 179 – 182.
9. Lafortune, M. A.; Cavanagh, P. R.; Sommer, H. J. 3rd; Kalenak, A.: Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. In: J. Orthop. Res., 3 (1994), 412 – 420.
10. Milani, T. L., Kimmekamp, S., Henning, E. M.: Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen. In: Dtsch. Z. Sportmed., 4 (1997), 139 – 144.
11. Nigg, B. M.; Luethi, S.; Segesser, B.; Stacoff, A.; Guidon, H. W.; Schneider, A.: Sportschuhkorrekturen. In: Z. Orthopädie, 120 (1982), 34 – 39.
12. Nigg, B. M.; Segesser, B.: Der Laufschuh – Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. In: Z. Orthopädie, 124 (1986), 765 – 771.
13. Nigg, B. M. (Hrsg.): Biomechanics of running shoes. Champaign, Illinois: Human Kinetics 1986.
14. Segesser, B.; Nigg, B. M.: Insertionstendinosen am Schienbein; Achillesdynie und Überlastungsfolgen am Fuß – Ätiologie, Biomechanik; Therapeutische Möglichkeiten. In: Orthopäde, 9 (1980), 207 – 214.
15. Segesser, B.; Nigg, B. M.: Orthopädische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau. In: Sportverl. Sportschad., 7 (1993), 150 – 62.
16. Smith, L.; Clarke, T.; Hamill, C.; Santopietro, F.: The effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. In: Podiatric Sports Medicine, 76 (1986), 227 – 233.
17. White, S. C.; Yack, H. J.; Tucker, C. A.; Lin, H.-Y.: Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. In: Med. Sci. Sports Exerc., 10 (1998), 1537 – 1542.

Der Autor möchte sich auf diesem Wege bei Holger und Michael Kriwat für die Möglichkeiten der Durchführung dieser Arbeit bedanken.