

Der Einfluss der beruflichen Exposition auf die funktionelle Sprunggelenksstabilität bei Musikern

Susanne Rein¹, Tobias Fabian¹, Hans Zwipp¹, Jan Heineck¹, Stefan Weindel² (¹Dresden, ²Uznach/Schweiz)

Zusammenfassung

Fragestellung: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der beruflichen und professionellen Nutzung der Füße auf die funktionelle Sprunggelenksstabilität bei Musikern zu untersuchen.

Methoden: 30 professionelle Organisten wurden mit 30 professionellen Pianisten und 30 Kontrollpersonen verglichen. Alle Studienteilnehmer füllten einen Fragebogen aus. Die Beweglichkeit des Sprunggelenkes wurde mit einem Standardgoniometer gemessen, die peroneale Reaktionszeit (PRT) mit der Kippplattform bestimmt. Anschließend wurde der Fußpositionstest nach Glencross durchgeführt. Die Balancefähigkeit wurde mit dem Biodex-Stabilitäts-System für das stabile Level 8 sowie das etwas instabilere Level 2 jeweils im bilateralen Stand und Einzelbeinstand untersucht. Die statistische Auswertung zwischen den einzelnen Untersuchungsgruppen erfolgte mit dem Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-Test sowie der Bonferroni-Holm Adjustierung und dem exakten Fisher-Test.

Ergebnisse: 9 von 30 Organisten und 5 von 30 Pianisten gaben an, bereits früher ein Supinationstrauma des Sprunggelenkes erlitten zu haben. Pianisten hatten eine signifikante größere Flexion beider Sprunggelenke im Vergleich zu Organisten ($p \leq 0,01$) und eine größere Flexion des rechten Sprunggelenkes im Vergleich zu Kontrollpersonen ($p = 0,02$). Der Fußpositionstest und die Messungen der posturalen Stabilität ergaben keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen. Die PRT des rechten M. peroneus longus war bei Pianisten im Vergleich zu Organisten signifikant verlängert ($p = 0,008$).

Die Erstpublikation dieser Arbeit erfolgte unter folgender Referenz: Rein, S., Fabian, T., Zwipp, H., Heineck, J., Weindel, S.: Influence of the profession on functional ankle stability in musicians. *Medical Problems of performing artists*, 2010, 25(1); 22-28. Mit freundlicher Genehmigung des Verleger/Editor von MPPA darf ein Nachdruck des Artikels in deutscher Sprache in dieser Zeitschrift: *Musikphysiologie und Musikermedizin*, erfolgen.

Schlussfolgerung: Organisten zeigten eine höhere Inzidenz von Distorsionen des Sprunggelenkes. Trotz erhöhter berufsbedingter Belastung der Sprunggelenke haben Organisten im Vergleich zu Kontrollpersonen weder eine bessere funktionelle Sprunggelenksstabilität noch eine bessere Beweglichkeit im Sprunggelenk. Pianisten zeigten eine größere Flexionsfähigkeit der Sprunggelenke, welche am ehesten auf die ausschließliche Flexions-/Extensionsbewegung beim Treten der Klavierpedale zurückzuführen wäre. Tägliche propriozeptive Übungen werden für Berufsgruppen empfohlen, die eine professionelle Tätigkeit mit den Füßen ausführen, um Sprunggelenksverletzungen zu minimieren und die funktionelle Sprunggelenksstabilität und Balancefähigkeit zu verbessern.

Schlüsselwörter

Biodex-Stabilitäts-System, Fußpositionstest, Peroneale Reaktionszeit, Propriozeption, Sprunggelenk

Abstract

Objective: The aim of this study was to examine the influence of work-related, extensive use of the feet on functional ankle stability among musicians.

Methods: Thirty professional organists were compared to professional pianists and controls. All participants completed a questionnaire. Range of motion (ROM), peroneal reaction time (PRT) and positional sense test of the ankle were measured. The postural balance control was investigated with the Biodex Stability System (BSS) for the stable level 8 and the unstable level 2. Statistical analysis was done with the Kruskal-Wallis test, the Mann-Whitney test with Bonferroni-Holm correction, and Fisher's exact test.

Results: Nine of 30 organists compared to 5 of 30 pianists and controls reported ankle sprains in their medical history. Pianists had a significant increased flexion of both ankle joints in comparison to organists ($p \leq 0.01$) and

increased flexion of the right ankle joint compared to controls ($p=0.02$). Positional sense test and postural balance control showed no significant differences among groups. The PRT of the right peroneus longus muscle was significantly increased in pianists in comparison to controls ($p=0.008$).

Conclusions: Organists have shown a high incidence of ankle sprains. Despite their extensive work-related use of the ankle joints, organists have neither increased functional ankle stability nor increased ROM of their ankle joints in comparison to controls. Pianists have increased flexion of the ankle joint, perhaps due to the exclusive motion of extension and flexion while using the pedals. To minimize injuries of the ankle and improve functional ankle stability as well as balance control, proprioceptive exercises of the ankle in daily training programs are recommended.

Key Words

Ankle, Biodex Stability System, Peroneal reaction time, Position sense test, Proprioception

Einleitung

Das somatosensorische System, oft auch als Propriozeption bezeichnet, nimmt sensorische Stimuli, wie Berührung, Schmerz, Druck und Bewegung, bspw. Gelenkfehlstellung, wahr (42). Dabei erhält das System zusätzlich zur Information der Gelenkposition und –bewegung Signale von den peripheren und muskulotendinösen Rezeptoren bei Veränderungen der Muskellänge und –dehnung. Afferente Nerven, die auch als Mechanorezeptoren bezeichnet werden, sind in der Haut, in der muskulotendinösen Einheit, im Knochen, in Gelenkbändern und in der Gelenkkapsel lokalisiert (16; 28). Der Verlust der Propriozeption nach Sprunggelenkstraumata kann auf die Schädigung dieser Rezeptoren zurückgeführt werden. Verletzungen von Mechanorezeptoren in Bändern und in der Gelenkkapsel führen zu Defiziten der Perzeption und des Gelenkpositionssinnes (13). Deshalb scheint es, dass eine irreversible Schädigung dieser Rezeptoren eine stärkere Neigung zu chronischen rezidivierenden Sprunggelenksverletzungen hervorrufen kann (13). Zusätzlich zu den Gelenkrezeptorschäden können Verletzungen zu einem Propriozeptionsverlust durch die Schädigung von Muskelrezeptoren, bspw. Muskelspindeln, führen. Demzufolge

können eine funktionelle Sprunggelenksinstabilität und subjektives „giving way“ von einem propriozeptiven Defizit des Fußes und Sprunggelenkes resultieren, was zu einem verminderten Positionssinn des Sprunggelenkes und somit auch zu Balance-defiziten führt (8).

Um eine potentielle Konditionierung des Sprunggelenkes, die auf einen beruflich intensiven Gebrauch dieses Gelenkes zurückzuführen ist, zu evaluieren, haben wir uns auf professionelle Musiker konzentriert, welche diese Anforderungen in ihrer täglichen Arbeit haben. Organisten benötigen eine gute funktionelle Sprunggelenksstabilität um ihren Beruf ausüben zu können, so dass Verletzungen des Sprunggelenkes zu einer Unterbrechung ihrer Karriere führen können. Wenige Daten bzw. Wissen existieren über das Risiko von Sprunggelenksverletzungen und die funktionelle Sprunggelenksstabilität von Organisten, obwohl das Spielen der Orgel Fußbewegungen meist ohne visuelle Kontrolle, aber mit akustischer Rückkoppelung beinhaltet. Deshalb benötigen Organisten einen kontrollierten Fußpositionssinn, welcher durch das tägliche Üben am Instrument trainiert wird.

Der Verlust des Positionssinnes nach unilateralen Sprunggelenksdistorsionen ist auf Muskelspindelschäden zurückgeführt worden, welche durch Überdehnung bei der Verletzung entstehen (12). In der Literatur wird das Messen der peronealen Reaktionszeit (PRT) bei plötzlicher Supination des Sprunggelenkes durch eine Kippplattform als Charakterisierung eines propriozeptiven Defizites bei chronischer Sprunggelenksinstabilität beschrieben (15; 19; 24; 25; 34). Propriozeptive Defizite zeigen sich durch eine verlängerte PRT (33). Gleichzeitig sind Unterschiede zwischen kürzlich verstauchten und unverletzten Sprunggelenken in ihrer Fähigkeit, aktiv eine passive Fußposition zu identifizieren und zu reproduzieren, gefunden worden (12). Das Biodex-Stabilitäts-System (BSS) nutzt eine multiaxiale bewegliche Plattform um die Fähigkeit einer Person, die dynamische posturale Stabilität auf einer instabilen Oberfläche zu halten, zu quantifizieren. Somit kann die neuromuskuläre Kontrolle beurteilt werden. In der Literatur ist die gestörte Balancekontrolle des Einbeinstandes bei Patienten mit funktioneller Sprunggelenksinstabilität beschrieben worden (41). In einer Studie sind Unterschiede der Stabilität bei 60 % der Patienten mit chronisch instabilen Sprunggelenken im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe zu sehen, wenn ein höheres Instabilitätslevel des BSS getestet worden ist (40). Eine Verletzung der Sprunggelenksregion ist also ein Aspekt, der

zu einer Gelenkinstabilität führen kann. Deshalb ist es das Ziel dieser Studie, den beruflichen Einfluss der funktionellen Sprunggelenksstabilität bei Organisten im Vergleich zu Pianisten und Kontrollpersonen sowohl unter Zuhilfenahme des Fußpositionstestes und des BSS als auch das Messen der PRT mit der Kippplattform zu untersuchen.

Material und Methoden

Studienteilnehmer

Dreißig professionelle Organisten, 30 professionelle Pianisten und 30 Kontrollpersonen wurden in diese Studie eingeschlossen. Kontrollpersonen waren gesunde Erwachsene ohne Erkrankungen und mit keiner beruflich erhöhten Belastung der Füße. Um die Professionalität auf den Einfluss der funktionellen Sprunggelenksstabilität bei Organisten zu untersuchen, wurden diese mit professionellen Pianisten verglichen, da Organisten ihr Instrument mit vielen Pedalen spielen und sehr oft schnelle Fußbewegungen in alle Bewegungsrichtungen durchführen müssen. Im Gegensatz dazu benötigen Pianisten nur drei Pedale, so dass sie eine stabile Fußposition haben und nur eine Extensions-/ Flexionsbewegung des Sprunggelenkes ausführen. Beide Gruppen wurden mit einer Kontrollgruppe verglichen. Nur aktive, professionelle Musiker wurden in diese Studie eingeschlossen. Ausschlusskriterien waren eine akute anterolaterale Sprunggelenksinstabilität, neuromuskuläre und neurologische Erkrankungen, bspw. eine Polyneuropathie, oder Verletzungen der Beine. Um einen negativen Einfluss der neuromuskulären Ermüdung auf die PRT und auf den Fußpositionssinn zu verhindern, wurden alle Teilnehmer dieser Studie gebeten am Untersuchungstag keinen Sport zu treiben (4; 7).

Anamnese und Untersuchung

Diese Studie wurde von der Ethikkommission der Technischen Universität Dresden geprüft (Prüfnummer: EK 186112005). Alle Studienteilnehmer willigten schriftlich in die Untersuchungen der Studie ein. Alle Teilnehmer der vorliegenden Arbeit füllten einen Fragebogen aus, in welchem Angaben zum Alter, zu dem Geschlecht, dem Gewicht, der Körpergröße, dem Body-Mass-Index, zum dominanten Bein, zum Beruf, zu Freizeitaktivitäten mit Füßen, bspw. Fußball spielen, zu Sprunggelenksdistorsionen, Verletzungen des Skelettsystems und zu neuromuskulären oder neurologischen

Erkrankungen ermittelt wurden. Das dominante Bein wurde als das Bein gewertet, mit welchem ein Ball geschossen wird (14). Die Vibrations sensibilität des Beines war mit einer Stimmgabel über dem Fibulaköpfchen und dem lateralen Malleolus bestimmt worden (Rydel-Seiffer Stimmgabel, AB-125=C 64Hz/C128 Hz, Stockach, Deutschland). Der Rombergtest wurde ebenfalls durchgeführt (17). Mit einem Standardgoniometer wurde die aktive Fußbeweglichkeit mit Bestimmen der Extension, Flexion, Pronation und Supination des Fußes im Liegen, also bei unbelasteten Füßen, gemessen.

Fußpositionstest

Der Fußpositionstest wurde, wie bei Glencross und Thornton beschrieben, durchgeführt und wird in Abb. 1 gezeigt (12).

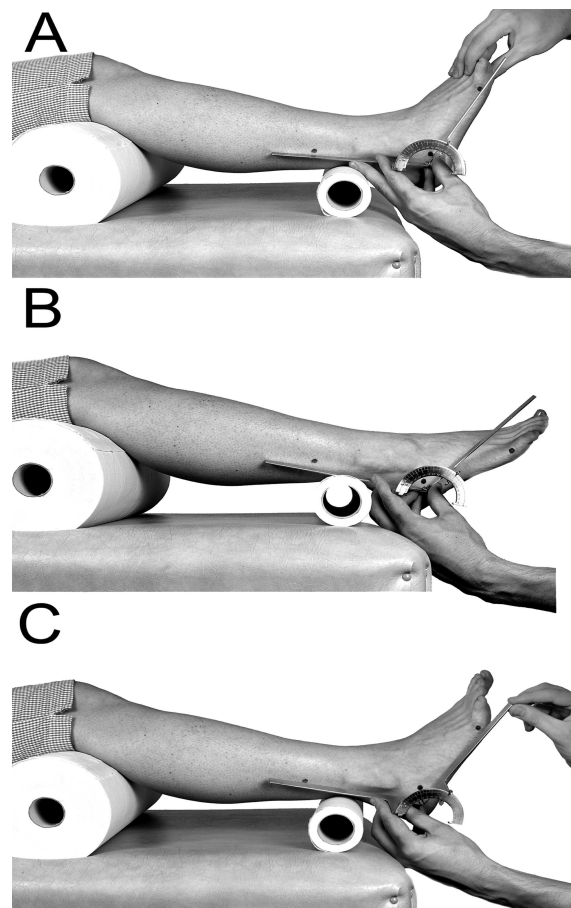


Abb. 1

Es wird der Fußpositionstest gezeigt. Der Fuß des Probanden ist passiv vom Untersucher in eine der vier Positionen, von 105°, 120°, 130° oder 140°, bewegt worden (A). Danach sollte der Proband den Fuß von der zu untersuchenden Position entspannen (B) und ihn anschließend aus dem Gedächtnis in diese einstellen (C).

Kippplattform

Die Kippplattform hat eine Höhe von 19 cm und eine Standfläche von 48 x 40 cm. Eine individuell einstellbare und fixierbare Fußstütze sicherte den lateralen Fußrand gegen das Abrutschen. Die Fußstützen wurden so positioniert, dass der mediale Fußrand parallel zur Achse der Kippplattform stand. Außerdem konnte der Proband sich locker mit den Händen an einer Haltevorrichtung festhalten. Der Kippvorgang wurde durch ein Pedal ausgelöst, welches für die Probanden nicht sichtbar war. Ein falltürähnlicher Mechanismus von 30° Abkipfung in der frontalen Ebene simulierte eine Umknickbewegung des Sprunggelenkes (Abb. 2).

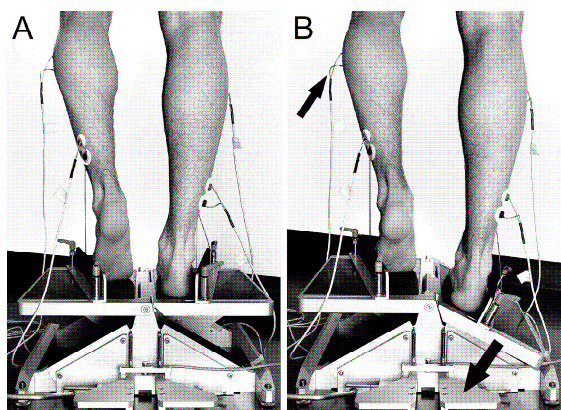


Abb. 2

Es wird der Versuchsaufbau der Kippplattform in der Ausgangsposition gezeigt (A). Jeweils zwei Oberflächenelektroden sind sowohl über dem M. peroneus longus als auch über dem M. peroneus brevis (B; oberer Pfeil) an beiden Beinen angebracht. Der Abkippvorgang wird mit einem für den Probanden nicht sichtbaren Fußpedal ausgelöst (B; unterer Pfeil).

Die Winkelbeschleunigung betrug ca. 430°/Sekunde. Die elektromyografischen (EMG) Signale wurden mit bipolaren Oberflächenelektroden (Dahlhausen GmbH, Köln, Deutschland) über den Muskelbäuchen des M. peroneus longus und brevis abgeleitet. Eine Referenzelektrode wurde über das mittlere Drittel der Tibiavorderkante platziert. Die Distanz zwischen den beiden bipolaren Elektrodenanschlüssen betrug 35 mm. Besondere Sorgfalt wurde bei der Elektrodenplatzierung eingehalten, wie das bereits von Lipke und Mitarbeiter sowie Schmidt und Mitarbeiter beschrieben worden war (23; 35). Die korrekte Platzierung der Elektroden wurde mit der Pronation des Fußes verifiziert, welche isolierte und spezifische Kontraktionen der peronealen Muskulatur im EMG zeigte. Das EMG-Übertragungs- und Aufzeichnungsgerät bestand aus dem Messverstärker (Myosystem-2004®, Noraxon

Inc., USA), einem 12-bit-Analog-to-Digital-Converter (A/D-Wandlerkarte) mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz und einem Personal-Computer mit einem 230 MHz-Intel®-Pentium®-Prozessor. Der Kippvorgang wurde mit einem Präzisionspotenziometer (Novotechnik, P 2701) visualisiert. Das Registrieren der Abkipfbewegung erfolgte mit Hilfe von Gabellichtschranken. Die Signale der Potenziometer und der Lichtschranken waren über Analogeingänge des EMG-Übertragungsgerätes gekoppelt, so dass der Start des Abkippens in unmittelbarer zeitliche Beziehung zum EMG-Signal gesetzt werden konnte. Die weitere Signalverarbeitung erfolgte über ein Computerprogramm (Myosearch 98®, Noraxon Inc., USA). Der Messbereich lag bei ± 5 mV bipolar mit einer Empfindlichkeit von 1 μ V. Die durchschnittlichen EMG-Oszillationen der Ruheaktivität der Muskeln wurden während der ersten 35 ms gemessen. Ein Übersteigen der zweifachen Standardabweichung dieser Oszillationen wurde als Muskelreaktion aufgezeichnet. Vor jeder Messung wurde der Studienteilnehmer auf der Kippplattform neu positioniert und gebeten, das Körpergewicht auf das zu untersuchende Bein zu verlagern. Es wurde explizit darauf geachtet, dass der Proband den untersuchten Fuß nicht plantarflektierte, sondern mit dem zu untersuchenden Fuß entspannt stand. Die Ferse des nicht untersuchten Beines sollte während der Messung nicht auf die Kippplattform gestellt werden (Abb. 2). Sobald sich eine stabile Grundlinie im EMG auf dem Monitor zeigte, wurde der Abkippvorgang mit dem Fußpedal durch den Untersucher ausgelöst. Nach dem Auslösen des Kippvorganges wurden die Daten in dem Computerprogramm gespeichert, das Programm gestoppt und die abgekippte Standfläche in die Ausgangsposition zurückgebracht. Anschließend nahm der Proband die erneute Ausgangsposition ein und sobald eine ruhige Grundlinie des EMG-Signals auf dem Monitor zu sehen war, wurde der nächste Abkippvorgang ausgelöst. Für jedes Bein wurden zwölf Einzelmessungen durchgeführt. Die Zeit zwischen den zwölf Einzelmessungen wurde randomisiert gewählt. Die Zeit zwischen dem Beginn des Abkippvorganges und dem Beginn der peronealen Muskelaktivität wurde als peroneale Reaktionszeit definiert (19).

Balance- und neuromuskuläre Kontrollmessungen

Um die Balancefähigkeit und die neuromuskuläre Kontrolle zu beurteilen wurde in dieser Studie das kommerziell erhältliche Biodex-Stabilitäts-System (Biodex Medical

Systems, Shirley, New York, USA) verwendet, welches aus einer mobilen Balance-Plattform besteht, deren Oberfläche in alle Richtungen, also um 360°, bis zu 20° abkippen kann. Die Messungen der posturalen Stabilität schlossen den allgemeinen Stabilitäts-Index (ASI), den anterior/ posterioren (A/P) und den medial/lateralen (M/L) Stabilitäts-Score ein. Ein hoher Score-Wert des ASI indiziert eine schlechte Balance-Fähigkeit, so dass ein Score von „0“ das maximal beste zu erzielende Ergebnis ist. Der ASI Score gilt als der beste Indikator für die allgemeine Fähigkeit eines Probanden, auf der Plattform zu balancieren (40). Alle Teilnehmer dieser Studie wurden auf dem BSS barfuß untersucht. Es wurden der bilaterale Stand und jeweils jedes Bein einzeln für das stabile Level 8 sowie das etwas instabilere Level 2 über eine Zeit von 20 Sekunden pro Messung nach den Empfehlungen vorheriger Studien untersucht (2; 40). Die Probanden wurden gebeten, auf der Plattform eine komfortable Position mit leichter Flexion der Kniegelenke von 15° einzunehmen und geradeaus zu schauen, mit den Armen in neutraler Position (Abb. 3-A). Die Fußpositionskoordinaten blieben während aller Messungen konstant, weil Markierungen auf der Plattformoberfläche angebracht waren, um sicherzustellen, dass alle Studienteilnehmer die gleiche Fußposition hatten (Abb. 3-B).

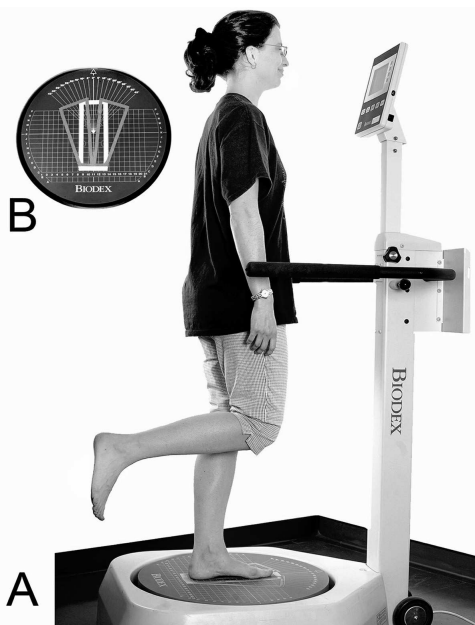


Abb. 3
Ein Proband steht auf dem Biodex-Stabilitätssystem (BSS). Abb. 3-B zeigt die Markierungen für die Fußpositionen, wobei jeweils die beiden braunen Markierungen den bilateralen Stand und die weiße Markierung den Einbeinstand bezeichnen.

Der jeweilige Studienteilnehmer probierte vor jeder neuen Messposition einen Messdurchgang. Lerneffekte wurden so reduziert und der Studienteilnehmer wurde an die nächste Messung adaptiert. Für jede Messposition wurden drei Einzelmessungen durchgeführt und im Anschluss der Mittelwert dieser gebildet. Alle Messungen des BSS erfolgten mit offenen Augen. Um auditive Einflüsse zu vermeiden, war es leise während der Messungen.

Datenanalyse

Für die statistische Analyse zwischen allen Gruppen ist der Kruskal-Wallis-Test mit nachfolgendem Mann-Whitney-Test und posthoc Bonferroni-Holm Korrektur zur Anwendung gekommen. Zusätzlich fand der exakte Test nach Fisher für nichtparametrische Daten Verwendung, wobei hierfür $p \leq 0,05$ als signifikant definiert wurde.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der demografischen und anthropometrischen Variablen von allen Studienteilnehmern werden in Tabelle 1 gezeigt.

Signifikante Unterschiede des Alters traten zwischen der Kontrollgruppe und den Organisten ($p < 0,001$) sowie zwischen der Kontrollgruppe und den Pianisten auf ($p < 0,001$; Tab. 1). Weiterhin gaben Kontrollpersonen im Vergleich zu Pianisten signifikant mehr Freizeitsportaktivitäten pro Monat an ($p = 0,002$; Tab. 1). Im Fragebogen wurde von allen Teilnehmern dieser Studie eine Polyneuropathie verneint. Außerdem konnte eine Polyneuropathie klinisch sowohl durch das Nichtvorhandensein von distal symmetrischen strumpfförmigen Sensibilitätsstörungen im Sinne von Hypästhesie, Hypalgesie und Pallhypästhesie als auch durch den Stimmgabel-Vibrationstest bei allen Teilnehmern ausgeschlossen werden. Weiterhin war der Romberg-Test bei allen Probanden negativ. Pianisten (rechts: $60 \pm 11^\circ$; links: $59 \pm 11^\circ$) wiesen eine signifikant bessere Flexion beider Sprunggelenke im Vergleich zu Organisten (rechts: $53 \pm 11^\circ$; links: $52 \pm 9^\circ$) (rechts: $p = 0,01$; links: $0,008$; Abb. 4) auf. Überdies hinaus hatten Pianisten ($60 \pm 11^\circ$) eine signifikant bessere Flexion des rechten Sprunggelenkes im Vergleich zur Kontrollgruppe ($54 \pm 11^\circ$; $p = 0,02$; Abb. 4).

	Org	Klav.	Kontr.
Alter (Jahre)	44±12	38±9	31±13
Geschlecht (n)			
Frauen	16	13	15
Männer	14	17	15
Körpergewicht (kg)	70±11	70±12	70±14
Körpergröße (m)	1,7±0,1	1,7±0,1	1,8±0,1
BMI (kg/m ²)	24±3	23±3	23±3
Dominantes Bein (n)			
rechts	26	28	25
links	4	2	5
Freizeitaktivitäten (n/Monat)	5±10	2±4	5±5
Supinationstraumen des Sprunggelenkes			
ja	9	5	5
nein	21	25	25
Behandlung von SG-verletzungen (n)			
keine	2	4	1
konservativ	5	1	4
operativ	2	0	0
Rez. Supinations-traumen (n)			
ja	0	0	1
nein	30	30	29

Tab. 1

Die Mittelwerte mit Standardabweichung der evaluierten Parameter werden gezeigt. Rezidivierende Supinationstraumen des Sprunggelenkes werden mit mehr als einmal pro Monat definiert. Signifikante Altersunterschiede haben zwischen der Kontrollgruppe und Organisten ($p < 0,001$), ebenso zwischen der Kontrollgruppe und Pianisten bestanden ($p < 0,001$). Weiterhin haben Kontrollpersonen im Vergleich zu Pianisten signifikant mehr Freizeitaktivitäten angegeben ($p = 0,002$).

BMI = Body-Mass-Index

Die PRT des rechten M. peroneus longus war bei Pianisten ($71,5 \pm 11,4$ ms) signifikant im Vergleich zur Kontrollgruppe ($64,9 \pm 9,4$ ms) verlängert ($p = 0,008$; Abb. 5).

Im Fußpositionstest und in der Balancefähigkeit fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen (Abb. 6, 7).

Diskussion

Supinationstraumen des Sprunggelenkes sind eine der häufigsten akuten Verletzungen bei Sportlern (5). Bis zu einem Sechstel aller Sportpausierungen sind auf diese

Verletzungen zurückzuführen (11), wobei 60% aller Sportunfälle fibulare Banddistorsionen des Sprunggelenkes sind (27).

Im Gegensatz dazu gibt es wenig Literatur zu Sprunggelenksverletzungen bei Musikern. Überraschenderweise haben 30% der Organisten in ihrer Anamnese bereits stattgehabte Supinationstraumen des Sprunggelenkes angegeben, wobei zwei Organisten sogar eine chirurgische Therapie bei fibularer Bandruptur des Sprunggelenkes erhielten. Die Mechanismen der Supinationstraumen wurden nicht in dieser Studie untersucht, da sie nicht ihr Ziel waren. Weiterhin konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass Pianisten eine signifikant bessere Flexion in beiden Sprunggelenken im Vergleich zu Organisten und eine signifikant bessere Flexion des rechten Sprunggelenkes im Vergleich zu Kontrollpersonen hatten. Dies könnte auf ihre stabile Fußposition beim Treten des Pedales zurückzuführen sein, wobei nur eine Extensions-/Flexionsbewegung durchgeführt wird. Eine Limitierung dieser Studie ist sicherlich der signifikante Unterschied im Durchschnittsalter zwischen den untersuchten Gruppen. Als eine Ursache hierfür ist die freiwillige Teilnahme an der Studie anzusehen.

Fußpositionstest

Signifikante Unterschiede in der Fähigkeit, Fußpositionen aktiv zu identifizieren und reproduzieren, waren zwischen verstauchten und unverletzten Sprunggelenken gefunden worden, wobei die Fehlerrate mit der Größe des Winkels zugenommen hatte (140°) und positiv mit der Schwere der Sprunggelenksverletzung korrelierte (12). Im Falle von frischen Supinationstraumata war die Fehlerrate der passiven Winkelreproduktion fast doppelt so hoch (18). In dieser Studie wurden keine signifikanten Unterschiede im Fußpositionstest in allen Winkelpositionen weder zwischen den Gruppen noch im Vergleich zum kontralateralen Bein gefunden. Interessanterweise stellten wir keine Unterschiede zwischen den Organisten im Vergleich zu den anderen Gruppen fest, obwohl neun von 30 Organisten Sprunggelenksverletzungen im Fragebogen angegeben hatten. Andere Studien konnten keine reduzierte propriozeptive Fähigkeit in der Winkelreproduktion (Inversion) nachweisen (13; 22). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stimmen mit einer sportmedizinischen Studie von Schmitt und Mitarbeiter überein, wobei 42 professionelle Tänzer zum Beginn der Tanztrainingsaison und nach fünf Monaten eines intensiven Tanztrainings im Vergleich zu 40 Kontrollpersonen untersucht worden sind. Es konnten keine signifikanten Unterschiede

zwischen der Winkelreproduktion bei getesteten Positionen von 5° und 25° Plantarflexion, welche mit dem Biodex-System 3 bei professionellen Tänzern und Kontrollen gemessen worden sind, gefunden werden (36). Im Gegensatz dazu zeigte sich bei Gymnastinnen, welche ein regelmäßiges Gymnastiktraining durchgeführt hatten, dass sie eine signifikant bessere aktive und passive Winkelreproduktion von 30° Plantarflexion und 15° Inversion des Sprunggelenkes im Vergleich zu Kontrollpersonen hatten (16).

Kippplattform

Die laterale Sprunggelenkspropriozeption ist sehr wichtig, weil bspw. die Peronealmuskeln eine 5-fach größere Pronation bzw. Eversion im Vergleich zu Schuhen, Tapeverbänden oder Sprunggelenksbandagen entwickeln können, um das Sprunggelenk vor einem Supinationstrauma zu schützen (33). Eine verlängerte PRT kann zu einer funktionellen Sprunggelenksinstabilität führen (15; 21; 24; 35). Die PRT ist ein stabiler Parameter, welcher reliabel in wiederholten Messungen und unabhängig von der Zeit der Messung ist (4). Es konnte gezeigt werden, dass die PRT ein objektiver Parameter ist, der von vielen anthropometrischen Faktoren unabhängig ist. Jedoch wurde demonstriert, dass das Alter und der Body-Mass-Index die PRT beeinflussen (23; 32; 35). Eine vergrößerte Winkelbeschleunigung bewirkt eine kürzere Latenzzeit (26). In dieser Studie wurde eine definierte Winkelbeschleunigung von 430°/s für den Abkippprozess verwendet, was mit anderen Studien übereinstimmt (23; 35). Die Reaktionszeit wird positiv von einer forcierten Plantarflexion (26) und negativ von einer neuromuskulären Ermüdung beeinflusst (4). Ebenso wie andere Autoren ist hier festzustellen, dass die volle Gewichtsbelastung auf dem untersuchten Bein ein Umknicktrauma realistischer simuliert, als wenn das Körpergewicht auf beide Beine gleich verteilt ist (4; 23; 31; 35). Dies könnte eine methodische Limitierung der Studie sein, weil die Studienteilnehmer auf einem Bein gestanden haben, wobei das nicht untersuchte Bein nur mit dem Fußballen aufgesetzt worden ist (Abb. 2). Somit ist den Studienteilnehmern vorher bekannt gewesen, welches Bein abgekippt wird. Diese Konditionen unterscheiden sich von dem Verletzungsmechanismus. Jedoch ist die volle Körpergewichtsbelastung typisch für das Supinationstrauma. Die Muskelaktivität ist während des Messvorganges überwacht worden und auf dem Computerbildschirm sichtbar gewesen, so dass die EMG-Signale vor der Messung aufgezeichnet worden sind. Der Abkippvorgang ist nur aktiviert worden,

wenn eine stabile ruhige EMG-Grundlinie auf dem Computerbildschirm zu sehen gewesen ist.

Die Ergebnisse der PRT von gesunden Probanden variiert in der Literatur. Löfvenberg und Mitarbeiter haben eine PRT von 49 ms für den M. peroneus longus gemessen, währenddessen Fritschy und Mitarbeiter über Werte von 100 ms bei gesunden Probanden berichten (9; 24). Die abweichende PRT ist auf das unterschiedliche experimentelle Design zurückzuführen, bspw. benutzten Löfvenberg und Mitarbeiter eine Körpergewichtsbelastung von 50 %, wobei Fritschy und Mitarbeiter im Einbeinstand untersucht haben (9; 24). Im Gegensatz dazu haben weitere Autoren eine durchschnittliche PRT für den M. peroneus longus von 63-65 ms und für den M. peroneus brevis von 66-71 ms bei gesunden Versuchspersonen ermittelt (4; 20; 23; 35). Die letztgenannten Werte stimmen mit unseren gemessenen Ergebnissen überein (Abb. 5). Die PRT eines funktionell instabilen Sprunggelenkes wird mit einem Median von 82 ms für den M. peroneus longus und 84 ms für den M. peroneus brevis in der Literatur angegeben (19; 20). Die erzielten Messergebnisse sollten jedoch nicht nur mit Referenzwerten aus der Literatur verglichen werden, sondern auch mit den Werten des kontralateralen Beines (35). In der Literatur wird ein Unterschied zwischen beiden Beinen von mindestens 15 ms als signifikant für die Diagnose einer chronisch funktionellen Instabilität des Sprunggelenkes angegeben (20). In dieser Studie wurde nur eine signifikant langsamere PRT des rechten M. peroneus longus bei Pianisten im Vergleich zu Kontrollpersonen gefunden. Jedoch wurden bei beiden Mm. peronei brevis und dem linken M. peroneus longus im Vergleich zu Kontrollpersonen keine signifikanten Unterschiede ermittelt. Weiterhin unterschieden sich die durchschnittlichen Messwerte von 15ms zwischen beiden Beinen bei allen Gruppen nicht. Deshalb kann aus den Messergebnissen keine funktionelle Sprunggelenksinstabilität geschlossen werden. In einer weiteren Arbeit von Sheth und Mitarbeiter wird dokumentiert, dass sich die PRT des M. peroneus longus nach einem 8-wöchigen Training auf einem Therapiekreislauf verbessert hat (38). Dies ist ein Hinweis dafür, dass die PRT durch geeignete Übungen trainiert werden kann.

Biodex-Stability-System

Der Balanceverlust geschieht meist bei bewegungsassoziierten Aufgaben, wie Laufen, und weniger bei statischen Aktivitäten (3). Deshalb ist das BSS als ein dynamischer Test für die Untersuchung der posturalen Stabilität

und neuromuskulären Kontrolle gewählt worden (30; 37). Balanceschwankungen nehmen zu, wenn die Propriozeption aufgrund von Bandverletzungen im Sprunggelenksbereich defizient ist (10). Wir haben keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen und allen Scores gefunden. Im Gegensatz dazu stellten bspw. Crofts und Mitarbeiter eine bessere Balancekontrolle bei Tänzern im Vergleich zu Kontrollpersonen fest (6), was zeigt, dass regelmäßiges Tanztraining zu einer Verbesserung der funktionellen Stabilität des Sprunggelenkes sowie zur posturalen Stabilität führen könnte. Eine andere Studie macht deutlich, dass durch ein 6-wöchiges neuromuskuläres Training gesunde High-School-Athletinnen zu einer signifikanten Verbesserung der posturalen Stabilität gelangen (29). Interessanterweise haben Organisten keine signifikant bessere Balancekontrolle im Vergleich zu Kontrollpersonen nachgewiesen, wahrscheinlich weil sie ihr Instrument in sitzender Position spielen. Schmitz und Arnold fanden heraus, dass Personen mit gesunden Sprunggelenken innerhalb von 5° Abkipfung des BSS balanciert haben, währenddessen Patienten nach Supinationstraumen des Sprunggelenkes größere Oberflächenabkipfungen als Ausdruck einer schlechten Balancefähigkeit hatten (37). In der vorliegenden Studie haben Organisten 71% der Untersuchungszeit innerhalb der 5% Oberflächenabkipfung sogar im instabilen Level 2 ausbalancieren können. Die Balancefähigkeit bei Patienten nach akuten lateralen Sprunggelenksdistorsionen ist signifikant schlechter mit geschlossenen versus geöffneten Augen. Deshalb scheint der unbewusste, reflexive Aspekt der Propriozeption schwerer betroffen zu sein als der bewusste, willkürliche Aspekt der Propriozeption bei mechanischer Instabilität des Sprunggelenkes (1). In Übereinstimmung mit anderen Studien ist in unserer Studie jeder Proband mit geöffneten Augen bei allen Messungen des BSS untersucht worden, da Level 2 des BSS ein sehr instabiles Level ist und dieses auch für gesunde Kontrollpersonen ein hohes Verletzungsrisiko während der Untersuchung mit geschlossenen Augen bedeuten würde (3; 31). Perron und Mitarbeiter untersuchten das dynamische Stabilitätslimit zwischen Patienten mit Sprunggelenksdistorsionen (n=34) und gesunden Kontrollpersonen (n=36) im Level 8, 6 und 4. Signifikante Unterschiede wurden sowohl bei Patienten mit Sprunggelenksdistorsion und ihrem kontralateralen gesunden Bein in den Leveln 8 und 6 als auch zwischen verletztem Bein und

gesunden Kontrollpersonen im Level 4 gefunden (30). Diese Ergebnisse legen nahe, dass höhere Instabilitätslevel notwendig sind, um signifikante Unterschiede zwischen Versuchsgruppen festzustellen. In der vorliegenden Studie haben wir sowohl im stabilen Level 8 als auch im instabilen Level 2 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen entdeckt. Balancetraining verbessert nicht nur die funktionelle Sprunggelenksstabilität, sondern es induziert auch eine Adaptation aller sensorischen Systeme, welche die posturale Stabilität unterstützen, bspw. sowohl das vestibuläre, visuelle, somatosensorische als auch das motorische System, welches die muskulären Leistungen kontrolliert (39). Zusammenfassend können also das propriozeptive Training oder Balanceübungen für Personen mit professionellen beruflichen Tätigkeiten der Sprunggelenke empfohlen werden mit dem Ziel der Verbesserung der funktionellen Sprunggelenksstabilität und der posturalen Kontrolle. Weiterführend wäre es eine Aufgabe für folgende Studien, die Mechanismen von Sprunggelenksdistorsionen/-verletzungen bei Musikern zu untersuchen, also arbeitsbedingte Verletzungen zu evaluieren, um deren Prävention verbessern zu können.

Danksagung

Diese Studie wurde von Aircast Europe Company (Neubeuern, Deutschland) finanziell unterstützt. Die Autoren schließen jeglichen finanziellen Interessenkonflikt aus, welcher die Ergebnisse und/ oder Interpretation dieser Studie beeinflussen könnte.

Die Autoren danken Ursula Range für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung, Thomas Albrecht für das Anfertigen der Fotografien und Stephan Audersch für die Hilfe bei der Rekrutierung von Studienteilnehmern.

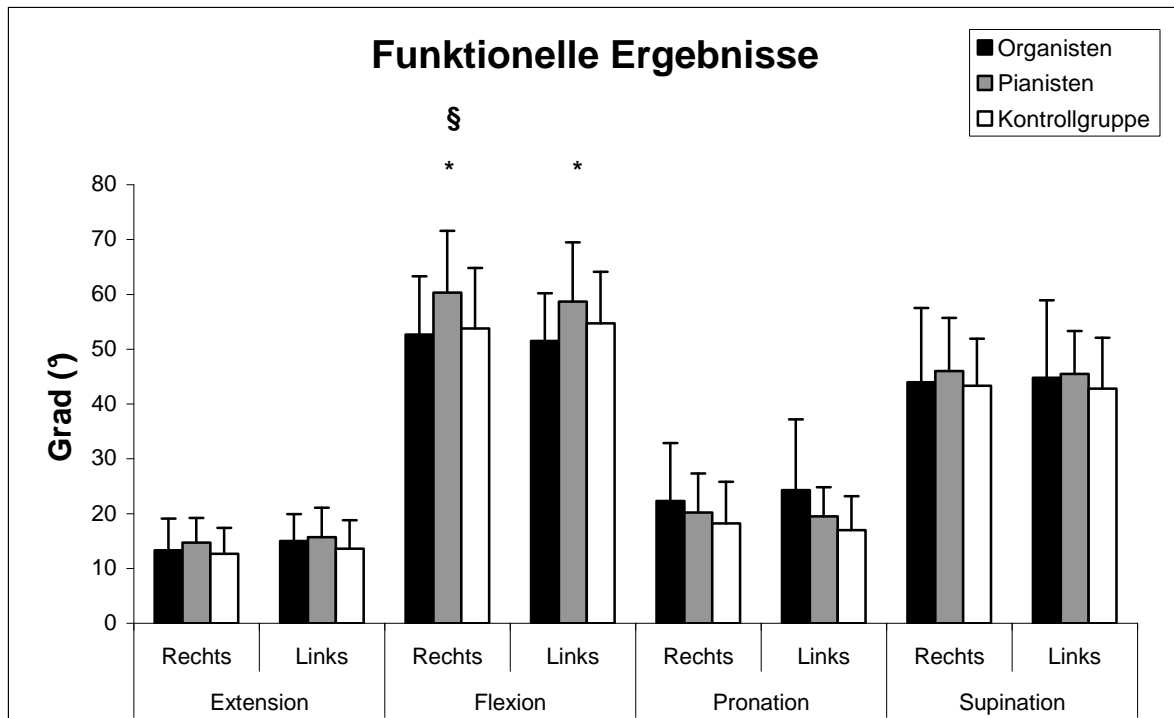


Abb. 4

Die Ergebnisse der Fußbeweglichkeit werden als Mittelwerte mit Standardabweichung demonstriert. * zeigt signifikante Unterschiede zwischen Organisten und Pianisten (rechts: $p=0,01$; links: $0,008$). § weist auf signifikante Unterschiede zwischen Pianisten und Kontrollpersonen hin ($p=0,02$).

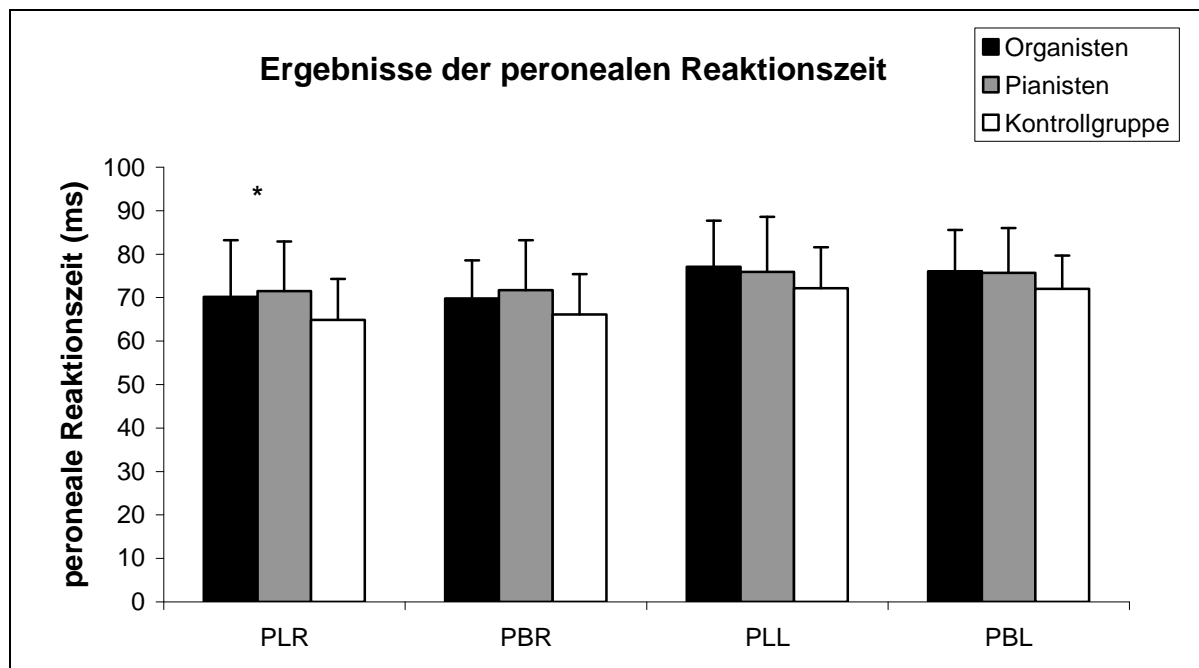


Abb. 5

Die Ergebnisse der peronealen Reaktionszeit werden als Mittelwerte mit Standardabweichung dargestellt. * markiert die signifikanten Unterschiede zwischen Kontrollpersonen und Pianisten ($p=0,008$).

PLR = M. peroneus longus rechts, PBR = M. peroneus brevis rechts, PLL = M. peroneus longus links, PBL = M. peroneus brevis links

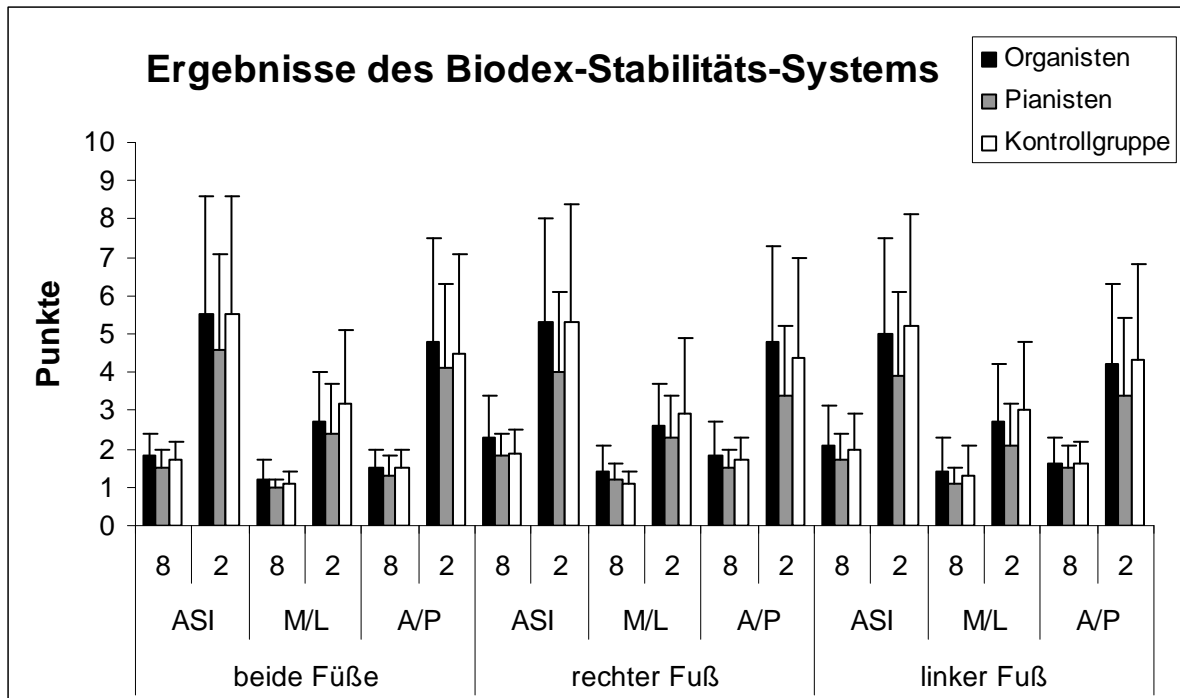


Abb. 6

Die Ergebnisse des Biodex-Stabilitäts-Systems werden als Mittelwerte mit Standardabweichung für den bilateralen Stand sowie für den jeweils rechten und linken Einzelbeinstand für das stabile Level 8 und das instabile Level 2 dargestellt. Es haben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen ergeben.

ASI = allgemeiner Stabilitäts-Index; M/L = Medio/Lateral; A/P = Anterior/Posterior

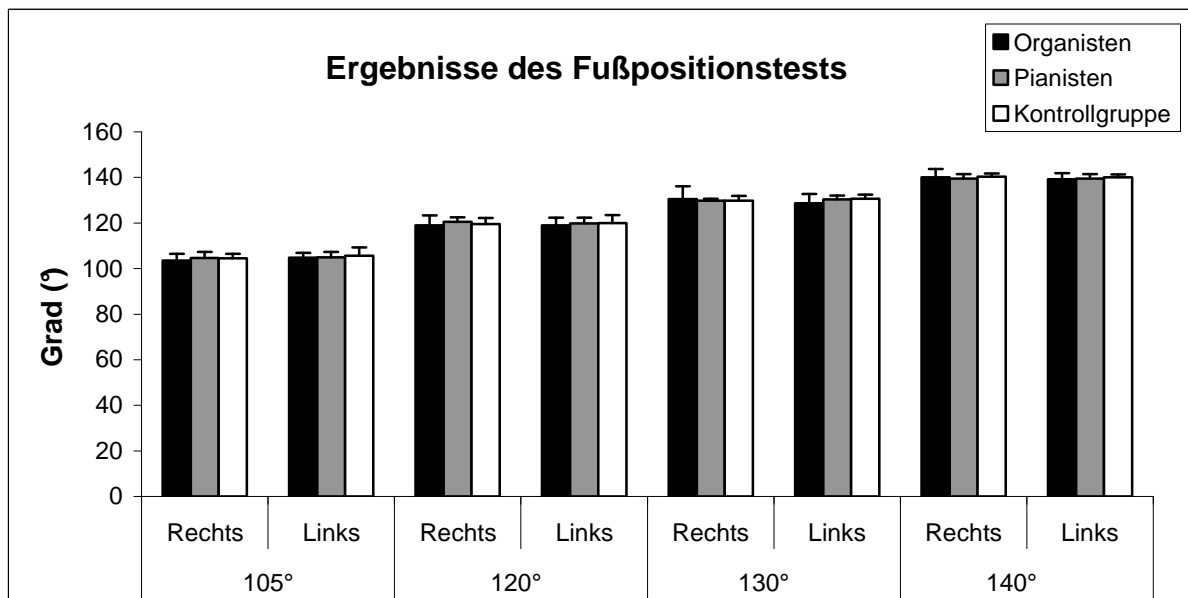


Abb. 7

Die Ergebnisse des Fußpositionstests werden als Mittelwert mit Standardabweichung dargestellt. Es sind keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen bei allen vier getesteten Fußpositionen (105°, 120°, 130° und 140°) und auch nicht Vergleich h zum kontralateralen Bein ermittelt worden.

Literatur

1. Akbari, M, Karimi, H, Farahini, H, Faghizadeh, S. 2006. Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *J Rehabil Res Dev* 43: 819-824.
2. Aydog, E, Bal, A, Aydog, ST, Cakci, A. 2006. Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex Stability System in rheumatoid arthritis patients. *Clin Rheumatol* 25: 462-467.
3. Aydog, E, Depedibi, R, Bal, A, et al. 2006. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology (Oxford)* 45: 445-448.
4. Benesch, S, Putz, W, Rosenbaum, D, Becker, H. 2000. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 21-28.
5. Brand, RL, Black, HM, Cox, JS. 1977. The natural history of inadequately treated ankle sprain. *Am J Sports Med* 5: 248-249.
6. Crotts, D, Thompson, B, Nahom, M, et al. 1996. Balance abilities of professional dancers on select balance tests. *J Orthop Sports Phys Ther* 23: 12-17.
7. Forestier, N, Teasdale, N, Nougier, V. 2002. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med Sci Sports Exerc* 34: 117-122.
8. Freeman, MA, Dean, MR, Hanham, IW. 1965. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br* 47: 678-685.
9. Fritschy, D, de Reynier, JC, Blanc, Y. 1988. Plastic surgery of the ligament for chronic lateral instability of the ankle. *Int Orthop* 12: 239-247.
10. Garn, SN, Newton, RA. 1988. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 68: 1667-1671.
11. Garrick, JG. 1977. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med* 5: 241-242.
12. Glencross, D, Thornton, E. 1981. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 21: 23-27.
13. Gross, MT. 1987. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgments of joint position. *Phys Ther* 67: 1505-1509.
14. Johnson, MB, Johnson, CL. 1993. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther* 18: 497-501.
15. Karlsson, J, Andreasson, GO. 1992. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *Am J Sports Med* 20: 257-261.
16. Kennedy, JC, Alexander, IJ, Hayes, KC. 1982. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med* 10: 329-335.
17. Khasnis, A, Gokula, RM. 2003. Romberg's test. *J Postgrad Med* 49: 169-172.
18. Konradsen, L, Olesen, S, Hansen, HM. 1998. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med* 26: 72-77.
19. Konradsen, L, Ravn, JB. 1990. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 61: 388-390.
20. Konradsen, L, Ravn, JB. 1991. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sports Med* 12: 290-292.
21. Konradsen, L, Ravn, JB, Sorensen, AI. 1993. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg Br* 75: 433-436.
22. Leanderson, J, Bergqvist, M, Rolf, C, et al. 1999. Early influence of an ankle sprain on objective measures of ankle joint function. A prospective randomised study of ankle brace treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 51-58.
23. Lipke, K, Tannheimer, M, Benesch, S, et al. 2001. The peroneal reaction time: an analysis in normal ankles. *Unfallchirurg* 104: 1157-1161.
24. Löfvenberg, R, Karrholm, J, Sundelin, G. 1996. [Proprioceptive reaction in the healthy and chronically unstable ankle joint]. *Sportverletz Sportschaden* 10: 79-83.

25. Löfvenberg, R, Karrholm, J, Sundelin, G, Ahlgren, O. 1995. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 23: 414-417.
26. Lynch, SA, Eklund, U, Gottlieb, D, et al. 1996. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 24: 362-369.
27. Maehlum, S, Daljord, OA. 1984. Acute sports injuries in Oslo: a one-year study. *Br J Sports Med* 18: 181-185.
28. Nyland, J, Brosky, T, Currier, D, et al. 1994. Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. *J Orthop Sports Phys Ther* 19: 2-11.
29. Paterno, MV, Myer, GD, Ford, KR, Hewett, TE. 2004. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 34: 305-316.
30. Perron, M, Hebert, LJ, McFadyen, BJ, et al. 2007. The ability of the Biodex Stability System to distinguish level of function in subjects with a second-degree ankle sprain. *Clin Rehabil* 21: 73-81.
31. Rein, S, Fabian, T, Krishnan, K, et al. 2009. Evaluation of the proprioceptive influence of the cutaneous afferents to the ankle in patients after sural nerve harvesting. *Neurosurgery* 64: 519-525; discussion 526.
32. Rein, S, Fabian, T, Zwipp, H, et al. 2010. Influence of age, body mass index and leg dominance on functional ankle stability. *Foot Ankle Int* 31: 423-432.
33. Richie, DH, Jr. 2001. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *J Foot Ankle Surg* 40: 240-251.
34. Schmidt, R, Benesch, S, Bender, A, et al. 2005. The potential for training of proprioceptive and coordinative parameters in patients with chronic ankle instability. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143: 227-232.
35. Schmidt, R, Gerngroß, H, Friemert, B, et al. 2005. The peroneal reaction time (PRT)--reference data in a healthy sample population. *Foot Ankle Int* 26: 382-386.
36. Schmitt, H, Kuni, B, Sabo, D. 2005. Influence of professional dance training on peak torque and proprioception at the ankle. *Clin J Sport Med* 15: 331-339.
37. Schmitz, RJ, Arnold, BL. 1998. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance control using the biodex stability system. *Journal of Sport Rehabilitation* 7: 95-101.
38. Sheth, P, Yu, B, Laskowski, ER, An, KN. 1997. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med* 25: 538-543.
39. Taube, W, Gruber, M, Gollhofer, A. 2008. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol (Oxf)* 193: 101-116.
40. Testerman, C, Vander Griend, R. 1999. Evaluation of ankle instability using the Biodex Stability System. *Foot Ankle Int* 20: 317-321.
41. Tropp, H, Odenrick, P. 1988. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res* 6: 833-839.
42. Tyldesley, B, Grieve, JL. 1989. Muscles, nerves and movement: kinesiology in daily living. Blackwell Scientific Publications, Boston.

Korrespondenzadresse

Dr. med. Susanne Rein, Universitätsklinikum "Carl Gustav Carus", Klinik und Poliklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Fetscherstr. 74, 01307 Dresden, Deutschland
e-mail: susanne.rein@web.de
Tel: +49-351-4582402
Fax: +49-351-4584307