Original Paper

Effect of textured foot orthoses on frequency spectrum of lower extremity muscles, stance time and comfort in individuals over age of 55 years during walking

Arefeh Mokhtari MalekAbadi, M.Sc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ORCiD 0000-0002-0355-9219

***Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)**, **Corresponding Author**, Associate Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. **E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com** ORCiD 0000-0002-2739-4340

Mohsen Barghamadi (Ph.D), Associate Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ORCiD 0000-0002-1794-9410

Abbas MemarBashi (Ph.D), Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Proprioceptors of the plantar surfaces of the foot have less efficiency and the stimulation and reinforcement of them may be lead to reduction of falling risk. One of the methods to reinforce proprioceptor receptors in these individuals is using textured foot orthoses. The aim of this study was to evaluate the effect of textured foot orthoses on frequency spectrum of lower extremity muscles, stance time and comfort in individuals over age of 55 years during walking.

Methods: This quasi-experimental study was done on the 14 females and 14 males age ranged of 56-70 years with the ability to walk independently and with physical and mental health status. Subjects were compared during five conditions including without foot orthoses and using four foot orthoses (including small and large foot orthoses with two types of flexible and rigid), flexible and rigid large textured foot orthoses. The 8 electrodes were located on tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinisus, gluteus, and erector spinae in 3 lumbar vertebrae region muscles.

Results: Frequency content of tibialis anterior and vastus medialis was significantly increased in males than female ($P<0.05$). Vastus medialis frequency during walking with large foot orthoses was more than walking without foot orthoses ($P<0.05$). The comfort level was different during flexible large textured foot orthoses condition compared with flexible small textured foot orthoses condition ($P<0.05$). The stance time was not significant between all conditions.

Conclusion: Increased frequency content of the vastus medialis muscle can increase the absorption and decrease the vertical loading rate imposed on the foot, which in turn reduces the risk of injury of the lower limb in older adults.

Keywords: Orthoses, Electromyography, Lower Limb Muscles

Received 5 Nov 2019 **Revised** 24 Feb 2020 **Accepted** 29 Feb 2020

Cite this article as: Mokhtari MalekAbadi A, Jafarnezhadgero AA, Barghamadi M, MemarBashi A. [Effect of textured foot orthoses on frequency spectrum of lower extremity muscles, stance time and comfort in individuals over age of 55 years during walking]. J Gorgan Univ Med Sci. 2021 Spring; 23(1): 64-72. [Article in Persian]

تحقیقی

اثر ارتزهای بافت‌دار پا بر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، زمان اتکا و راحتی افراد بالای ۵۵ سال حین راه رفتن

عارفه مختاری ملک آبادی، کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل. ایران.
ORCiD 0000-0002-0355-9219

*** دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو**، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ORCiD 0000-0002-2739-4340

دکتر محسن برغمدی، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ORCiD 0000-0002-1794-9410

دکتر عباس معمارباشی، استاد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *گیرنده‌های حس عمقی در کف پای سالمندان کارایی کمتری دارند و تقویت و تحریک این بخش می‌تواند منجر به کاهش خطر افتادن در آنان گردد. یکی از شیوه‌های تقویت گیرنده‌های حسی-عمقی در این افراد استفاده از کفی بافت‌دار است. این مطالعه به منظور مقایسه اثر ارتزهای بافت‌دار پا بر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، زمان اتکا و راحتی افراد بالای ۵۵ سال حین راه رفتن انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه شبه تجربی روی ١٤ زن و ١٤ مرد در محدوده سنی ٧٠-٥٦ سال که دارای توانایی راه رفتن به صورت مستقل و سلامت جسمی و ذهنی بودند؛ انجام شد. آزمودنی‌ها در پنج وضعیت بدون ارتز و استفاده از چهار نوع ارتز (شامل کفی‌های پا از نوع بافت‌دار ریز و درشت در دو نوع منعطف و سخت) مورد مقایسه قرار گرفتند. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی، ٨ الکترود بر روی عضلات درشت نی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی، نیم وتری، سرینی و راست کننده ستون فقرات در محل مهره ٣ کمری قرار داده شدند.*

یافته‌ها: *میزان طیف فرکانس فعالیت عضلات درشت نی قدامی و پهن داخلی در مردان نسب به زنان افزایش آماری معنی‌داری نشان داد (P<٠/٠٥). فرکانس عضله پهن داخلی در شرایط راه رفتن با ارتز بافت‌دار درشت نسبت به شرایط راه رفتن بدون کفی افزایش آماری معنی‌داری داشت (P<٠/٠٥). ارتز بافت‌دار درشت منعطف نسبت به ارتز بافت‌دار ریز از نظر راحتی، معنی‌دار بود (P<٠/٠٥). زمان اتکا در هیچیک از شرایط از نظر آماری معنی‌دار نبود.*

نتیجه‌گیری: *افزایش فرکانس الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی هنگام استفاده از ارتز درشت منعطف می‌تواند در افزایش جذب شک و کاهش نرخ بارگذاری عمودی وارد بر پا موثر باشد که این به خودی خود سبب کاهش خطر آسیب در اندام تحتانی افراد بالای ۵۵ سال می‌گردد.*

کلید واژه‌ها: *ارتز ، الکترومایوگرافی ، عضلات اندام تحتانی*

* نویسنده مسؤول : دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو ، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com
نشانی : اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن ۳۳۵۱۰۸۰۱-۰۴۵، نمابر ۳۳۵۱۲۹۰۲
وصول مقاله: ١٣٩٨/٨/١٤، اصلاح نهایی: ١٣٩٨/١٢/٥، پذیرش مقاله: ١٣٩٨/١٢/١٠

مقدمه

افراد با افزایش سن به ویژه در سنین بالاتر از ۵۵ سال، دچار نقص در عملکرد می‌شوند (۱). مطابق گزارشات پیش‌بینی شده تا سال ۱۴۱۰ در ایران بیش از ۲۵ درصد جمعیت کشور و تا سال ۲۰۲۵، ۲۵ درصد کل جمعیت جهان را سالمندان تشکیل خواهند داد (۲و۳). تغییرات عملکردی سیستم‌های حسی - پیکری، دهلیزی، اسکلتی - عضلانی، بینایی و افزایش زمان واکنش و عکس‌العمل به هنگام پاسخ حرکتی به عنوان سیستم‌های فیزیولوژیک درگیر در تعادل، با افزایش سن رخ می‌دهد که کاهش تعادل و اختلال در آن را باعث می‌شود (۴). با افزایش سن الگوی راه‌رفتن دگرگون شده و یکی از عوامل مهم سقوط حین راه‌رفتن در مردان و زنان ۷۰ سال و بالاتر، عدم کنترل توازن است که سبب آسیب‌های متعدد در آنان می‌شود (۵). سقوط و زمین خوردن منجر به ترس از افتادن‌های بعدی و کاهش تمایل افراد به فعالیت‌های فیزیکی و بدنی و البته حضور در اجتماع می‌شود که همین علل منجر به افت کیفیت زندگی در سالمندان می‌شود (۶).

تمرینات تقویت عضلات، استفاده از مداخلاتی همچون ارتزها و کفی‌های پا و استفاده از داروها راهکارهایی برای حفظ تعادل و

جلوگیری از سقوط در افراد در سنین بالای ۵۵ سال است. واکنش و عکس‌العمل گیرنده‌های مکانیکی کف پا به هنگام تماس با سطوح مختلف متغیر است (۷). به همین علت مطابق گزارشات محققین، ارتزها و کفی‌های دارای برجستگی برای عملکرد بهتر اطلاعات حسی -عمقی کف پا مورد توجه قرار گرفته‌اند (۸). استفاده از این نوع ارتزها سبب کاهش فعالیت عضلانی مورد نیاز برای کنترل و یا ثبات چرخش‌های اندام تحتانی و هدایت راستای پا می شود (۹). در مطالعه Yalla و همکاران از نوع خاصی ارتز پا در سالمندان استفاده شد و نتایج تست‌های سنجش تعادل (Timed Up and Go & Functional Reach) بهبود یافت (۱۰). در مطالعه Mulford و همکاران اثر استفاده از حمایت کننده قوس کف پا بر بهبود تعادل و کاهش درد در سالمندان ۶۰ تا ۸۷ سال بررسی شد و استفاده از این مداخله منجر به کاهش درد در اندام تحتانی و تعادل سالمندان گردید (۱۱). در مطالعه Hatton و همکاران اثر ارتز تکسچر بر تعادل سالمندان مورد سنجش قرار گرفت و بهبود تعادل و فعالیت عضلات اندام تحتانی در این گروه مشاهده شد (۱۲).

برای بررسی چگونگی عملکرد عضله می‌توان از ثبت و تحلیل فعالیت الکتریکی و الکترومایوگرافی عضلات استفاده کرد. پارامترهای مختلفی از سیگنال الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی می‌توان استخراج نمود (۱۳). برای شناسایی استراتژی‌های کنترل بکارگیری عضلات مختلف در سطوح نیروی متفاوت، از فرکانس میانه (Median Power Frequency: MedF) به عنوان یک شاخص می‌توان استفاده کرد که از حساس‌ترین و رایج‌ترین مؤلفه‌های مورد استفاده در بررسی تغییرات طیف فرکانس است (۱۴). فرکانس میانه و RMS متاثر از سن فرد، تغییر وضعیت الکترود بر روی پوست نسبت به تغییر اندام و عضله است (۱۵). برای به دست آوردن تفاوت در فرآیندهای بیومکانیکی و فیزیولوژیکی عضلات در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری‌ها طی تکالیف مختلف حرکتی، از تجزیه و تحلیل طیف فرکانس استفاده می‌شود (۱۶). ویژگی‌های دامنه اغلب به‌عنوان شناسایی میزان فعالیت عضلات استفاده می‌شود (۱۷). تغییر در بکارگیری واحدهای حرکتی با تغییر فرکانس مرتبط است (۱۸). همچنین فرکانس به نوع تارها (۱۹)، ضخامت تارها (۲۰) و نوع واحد حرکتی بکار گیری شده (۲۱) حساس است.

یکی از ویژگی‌های موثر در انتخاب ارتز، راحتی است؛ در غیراینصورت مزایای احتمالی ارتز به دلیل عدم احساس ناراحتی ازبین می رود. عواملی که فرض شده می‌تواند بر راحتی ارتز اثرگذار باشد؛ شامل شکل پا، تناسب بین کفش و پا، حساسیت پا، حرکت مفصل، نیروهای عمل کننده بر روی سیستم اسکلتی - عضلانی و فعالیت عضلات است (۲۲و۲۳).

از چالش برانگیزترین روش‌های سنجش تعادل و ثبات هنگام ایستادن، حفظ تعادل در لحظه اتکا است که از متداول‌ترین تمرینات فیزیکی در سالمندان برای ارزیابی تعادل است (۲۴). پژوهشگران به عنوان معیار استاندارد برای زمان اتکا ۵ ثانیه در نظر گرفته‌اند (۲۵و۲۶). با این‌حال مطالعات متفاوتی نتایج متنوعی در خصوص بازه زمان اتکا گزارش نموده‌اند (۲۷و۲۸). این بازه زمانی در افراد سالمند متفاوت است. به صورتی که در افراد ۶۰ تا ۶۹ ساله ۲۷/۰ ثانیه، افراد ۷۰ تا ۷۹ سال ۱۷/۲ ثانیه و در افراد ۸۰ تا ۹۹ سال ۸/۵ ثانیه گزارش شده است (۲۹).

مطالعات محدودی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی سالمندان انجام شده که اکثراً به بررسی اثر ارتزهای مختلف بر خستگی عضلانی پرداخته‌اند (۳۲-۳۰). از آن جایی که افتادن یکی از اصلی‌ترین علل آسیب و مرگ و میر در سالمندان است (۳۳)، لذا پیدا کردن شیوه‌های درمانی برای کاهش هزینه‌های درمانی و اجتماعی ضروری است. با توجه به این که گیرنده‌های حس عمقی در کف پای افراد در سنین بالای ۵۵ سال کارایی کمتری دارند؛ لذا تقویت و تحریک این بخش می‌تواند منجر به کاهش خطر افتادن در آنان گردد. یکی از شیوه‌های تقویت گیرنده‌های حسی - عمقی در این افراد استفاده از کفی بافت‌دار است. این مطالعه به منظور مقایسه اثر ارتزهای بافت‌دار پا بر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، زمان اتکا و راحتی افراد بالای ۵۵ سال حین راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۲۸ فرد بالای ۵۵ سال (۱۴ زن و ۱۴ مرد) در محدوده سنی ۷۰-۵۶ سال در شهرستان اردبیل در پاییز ۱۳۹۸ انجام شد. آزمودنی ها در پنج وضعیت بدون ارتز و استفاده از چهار نوع ارتز (شامل کفی‌های پا از نوع بافت‌دار ریز و درشت در دو نوع منعطف و سخت) مورد مقایسه قرار گرفتند.

آزمودنی ها فرم رضایت نامه کتبی شرکت آگاهانه در مطالعه را تکمیل نمودند. مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1397.092) قرار گرفت.

با استفاده از نرم‌افزار G Power-3.1 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۷، توان آماری ۰/۸ در آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه با اندازه گیری تکراری نیاز به حداقل ۱۶ آزمودنی بود (۳۴و۳۵). با این وجود در این مطالعه تعداد آزمودنی ها ۲۸ نفر در نظر گرفته شدند. معیارهای ورود به مطالعه شامل محدوده سنی ۷۰-۵۵ سال، داشتن توانایی راه رفتن و انجام فعالیت‌های روزانه به صورت مستقل و سلامت جسمی و ذهنی بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل وجود بیماری‌های موثر بر متغیرهای پژوهش همچون دیابت، وجود اختلالات حسی - حرکتی، داشتن هرگونه

ناهنجاری قابل مشاهده در اندام تحتانی، داشتن عیوب شنوایی یا بینایی اصلاح نشده و عدم توانایی در اجرای آزمون‌های پژوهش بودند (۳۶).

پای برتر آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون شوت فوتبال تعیین شد (۳۷). با توجه به نتایج این آزمون پای غالب تمامی آزمودنی‌ها، پای راست بود. چهار نوع ارتز مورد استفاده شامل کفی‌های پا از نوع بافت‌دار ریز و درشت در دو نوع منعطف و سخت بودند (شکل یک). مداخلات مورد استفاده به طور کامل قسمت جلو، عقب و میانی پا را پوشش دادند و متناسب با پای هر فرد برای هر آزمودنی انتخاب شدند. کفش Adidas برای همه آزمودنی‌ها استفاده شد.

ارتز بافت‌دار درشت منعطف *ارتز بافت‌دار ریز منعطف*

ارتز بافت‌دار درشت سخت *ارتز بافت‌دار ریز سخت*

شکل ۱ : چهار نوع ارتز مورد استفاده

شکل ۲ : محل نصب الکترودها بر روی عضلات منتخب

در ابتدا الکترودها بر روی عضلات منتخب آزمودنی‌ها متصل (شکل ۲) و سپس در شرایط بدون کفی سه تریال، محیط ۱۰ متری در نظر گرفته شده در آزمایشگاه را طی نمودند. سپس با قرار دادن ارتز بافت‌دار ریز سخت در کفش ۳ تریال دیگر راه رفتند. به همین ترتیب ارتز قبلی از کفش خارج و برای سایر ارتزها شامل ارتز بافت‌دار درشت سخت، ارتز بافت‌دار درشت منعطف و ارتز بافت‌دار ریز منعطف این کوشش‌ها تکرار گردید.

میزان فعالیت عضلات سمت راست طی راه رفتن در فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. ابتدا بر اساس پروتکل SENIAM محل قرارگیری الکترودها تعیین و بر همین اساس موهای زائد محل قرارگیری الکترود تراشیده و پوست با پنبه آغشته به الکل طبی طبق فرآیند آماده‌سازی پوست در پروتکل ذکر شده، تمیز شد (۳۸). مقادیر زیر بیشینه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (Submaximal Isometric Voluntary Contraction: SMVIC) عضلات، قبل از شروع ثبت فعالیت تمامی عضلات اندازه‌گیری و ثبت شد. برای ثبت SMVIC عضله پهن داخلی و خارجی آزمودنی بر روی صندلی نشست و زانو را در فلکشن ۹۰ درجه قرار گرفت. سپس آزمونگر با اعمال حداکثر مقاومت در بخش قدامی مچ پا، تا اندازه‌ای که درد و یا ناراحتی در این ناحیه نداشت؛ از او خواست حداکثر انقباض باز کردن زانو را انجام دهد (۳۹). برای عضله دوقلو داخلی، آزمودنی در وضعیت ایستاده با زانوهای کاملاً باز شده حرکت پلنتارفلکشن مچ پا را با اعمال مقاومت توسط آزمونگر انجام داد (۴۰). برای به‌دست آورن مقدار همین مؤلفه در عضله درشت‌نی قدامی، آزمودنی حداکثر دورسی فلکشن مچ پا با اعمال مقاومت را انجام داد (۴۰). همچنین برای عضله دو سر رانی و نیمه‌وتری آزمودنی بر روی میز به روی شکم دراز کشید و زانو را در فلکشن ۹۰ درجه قرار داد. سپس آزمونگر با اعمال حداکثر مقاومت در بخش خلفی مچ پا، آزمودنی را تشویق به انجام حداکثر انقباض فلکشن زانو کرد (۴۱). برای عضله سرینی میانی با تکیه بر دیوار، با کناره خارجی پایی که سمت دیوار قرار داشت؛ آزمودنی سعی نمود تا حرکت ابداکشن ران را انجام دهد (۴۲). همچنین برای ثبت SMVIC عضله راست کننده ستون فقرات آزمودنی بر روی شکم دراز کشید و کتف و سینه را از زمین جدا نمود (۴۳). SMVIC عضلات برای هر شرکت کننده در ۳ تریال به مدت ۶ ثانیه با فاصله یک دقیقه استراحت بین هر تریال ثبت شد. برای محاسبه فرکانس فعالیت عضلات از شاخص میانه فرکانس طی فاز اتکا راه‌رفتن استفاده شد. این فرایند توسط برنامه Biometrics Datalite و MATLAB آنالیز شد و اطلاعات حاصله در نرم‌افزار Excel ثبت شد. برای ثبت داده‌ها از دستگاه الکترومایوگرافی (Datalite Biometrics LTD, UK) ۸ کاناله بی‌سیم با الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ؛ نسبت رد شایع حالت>۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. ۸ الکترود بر روی عضلات درشت‌نی قدامی (در محل یک‌سومی فاصله بین سر قوزک داخلی و سر استخوان نازک‌نی)، دوقلو داخلی (از مرکز مفصل زانو تا برجستگی پاشنه در نقطه ۳۸ درصدی طول عضله بر روی بیشترین برآمدگی)، پهن داخلی (در ابتدا ۴سانتی‌متر کنار داخلی فوقانی استخوان کشکک علامت‌گذاری و سپس نصب در ۳ سانت به داخل با زاویه ۴۵ درجه نسبت به خط عمودی

جدول ۱ : میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات منتخب در پنج شرایط در گروه‌های مورد مطالعه بالای ۵۵ سال حین راه رفتن

متغیرها		فعالیت عضلات						
		درشت‌نی قدامی	دوقلو داخلی	پهن داخلی	پهن خارجی	دوسر رانی	نیم وتری	سرینی میانی	راست کننده ستون فقرات
زنان (میانگین و انحراف استاندارد)	بدون ارتز	۸۲/٦٦±۱۹/۲۲	۷۲/۱۱±۲۰/۰۸	۵۰/۲٤±۱۳/٦۷	۵۷/۹۷۸±۱۳/۱۳۵	٦۰/۸۲±۱۹/٤۷	٦۳/۸۵±۱۵/۷۵	۵۲/۰۱±۱۰/۹۵	۵۸/۱۷±۱٦/۹۸
	نوع ۱	۷٦/۷۸±۲٤/۸۲	۷۱/۲۹±۲۲/۵۹	٤۷/۲۸±۱۳/۹۸	٦۰/٤٦۰±۱۰/۹۹۵	٦۱/۹۳±۲۰/۲٦	٦۲/٤۵±۱٤/۷۷	۵۱/۷۷±۷/۰٤	۵۵/۱۵±۱٦/۵۵
	نوع ۲	۷۵/٤۸±۲۲/۹۳	۷٤/۹۰±۲۳/٤٤	۵۵/۸۷±۱۰/۱۸	٦۰/۰۸±۱٦/۹٤	٦٤/۲۰±۱۷/۰۹	٦٤/۲۰±۱۸/۸۱	۵۳/۰۵±۱۸/۸۱	۵۷/۳٦±۱٦/۷۵
	نوع ۳	۷۳/٦۸±۱۹/۰۷	۷۹/٦٤±۱۹/٦٤	٤۳/۹۲±۱٦/۹٤	۵۵/۲۰۷±۱٦/۰٦٤	۵۷/۷۱±۲۱/۲۸	٦٤/٤۷±۱٤/۹٦	٤۹/۰٦±۱۰/۱۷	۵۸/٦۱±۱۹/۹۷
	نوع ٤	۷۲/۹٤±۲۷/۱۱	٦۸/۸۷±۱٦/۷٤	۵۰/۱٤±۱۱/۷۷	۵۷/۹۳۵±۲۰/۲۸۸	۵۹/۰۱±۲۳/۱٤	٦۵/۸۰±۱۳/۰۹	٤٦/۰۵±۹/۱٦	۵٦/۰۲±۲۱/۰۸
مردان (میانگین و انحراف استاندارد)	بدون ارتز	۹٤/۵۰±۳۰/۲۹	۸۱/۳۳±۱۳/٦۱	٤۷/۹۰±۱۲/۰۸	۵٦/٦۸±۱۰/۳۲	٦٤/۹٤±۲۵/۳۷	٦٦/٦۰±۲۰/۱۰	٤۷/۹۷±۹/٦۹	٦٦/۰۸±۲٦/۰۱
	نوع ۱	۹۲/٤۱±۲٤/۷٤	۷۹/۹۳±۱۸/۹٦	۵۹/۹۸±۲٤/٦۷	٦۱/۰۵±۱۸/۲۳	۵٤/٦۳±۱۲/۰۲	۷۰/۳۱±۲۰/٦۷	٤٤/۸۱±۸/۸۱	۵۷/۲۱±۱٦/۸۰
	نوع ۲	۸۸/٦۷±۱۷/٦٦	۸٤/۲۷±۱٦/۲۵	٦۵/٦۸±۲۱/۰۱٤	٦۳/۵۸±۱۸/۷۸	٦۷/۳۹±۲٤/۵۲	٦۳/۱۰±۲۲/٦۷	٤٤/۱٦±۸/۲٦	۵۵/۲۷±۱۵/۸۸
	نوع ۳	۸۰/۱٦±۲۰/٦۷	۸٤/۷۵±۱۳/۵۵	٦۱/۷۷±۲۲/۷۳	۵۵/۸۸±۱۵/۷۲	٦۸/۰۰±۱۹/۷۸	٦۱/۱۳±۲٤/۹٦	٤۷/۷۱±۱۲/۰۱	٦۰/۳۲±۱۹/٦۵
	نوع ٤	۹۱/۹٦±۱۷/٦۸	۸۸/۸۸±۱٤/۲۱	۵۹/۲٦±۱۸/۹٤	۵٤/۸۰±۷/۱۲	٦۳/۱۵±۲٤/۰۷	۷۳/۲۲±۲٦/۸٤	۵۲/۲۸±۹/٤۰	۵٦/۳۳±۱٦/۹۰
سطح معنی‌داری (اندازه اثر)	اثر عامل ارتز	۰/٤۰۳(۰/۱۵٤)	۰/۲٤۰(۰/۲۰۵)	۰/۰۲۰(۰/۳۸٦)	۰/۲۹۰(۰/۱۸۸)	۰/٦۲۲(۰/۱۰٤)	۰/٦۱۵(۰/۱۰۵)	۰/۹٤۷(۰/۰۳۰)	۰/٦۱۸(۰/۱۰۵)
	اثر عامل گروه	۰/۰٤۹(۰/۱٤۱)	۰/۰۵۸(۰/۱۳۱)	۰/۰٤٤(۰/۱٤۷)	۰/۹۸۷(۰/۰۰۰)	۰/۵۲٦(۰/۰۱۲)	۰/۵۷٦(۰/۰۱۲)	۰/۲۵٤(۰/۰۵۰)	۰/۷۱۲(۰/۰۰۵)
	اثر متقابل ارتز و گروه	۰/۷۷٦(۰/۰۷۲)	۰/۱۹۱(۰/۲۲۵)	۰/۰۸۱(۰/۲۹۳)	۰/۹۱۸(۰/۰۳۹)	۰/۲٤۱(۰/۲۰۵)	۰/۷۹۱(۰/۰٦۸)	۰/۰۸٦(۰/۲۸۹)	۰/۰۷۵(۰/۷٦۰)

** آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر؛ P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار*

ارتزهای نوع اول، دوم، سوم و چهارم به ترتیب شامل بافت‌دار ریز سخت، بافت‌دار درشت سخت، بافت‌دار درشت منعطف، بافت‌دار ریز منعطف

الکترود)، پهن خارجی (در دوسوم فاصله بین لبه خارجی کشکک و قسمت جلویی خارخاصره‌ای قدامی تحتانی)، دو سر رانی (در فاصله ۵۰ درصدی بین لقمه خارجی درشت‌نی و برجستگی استخوان نشیمنگاه)، نیم وتری (در فاصله ۵۰ درصدی بین لقمه داخلی درشت‌نی و برجستگی استخوان نشیمنگاه)، سرینی میانی (در فاصله ۵۰ درصدی بین تاج خاصره و برجستگی بزرگ استخوان ران) و راست کننده ستون فقرات (در فاصله ۳ سانتی‌متری از سمت جانبی مهره سوم کمری) برای ثبت فعالیت الکتریکی قرار داده شدند. برای تعیین فاز اتکا از داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با آستانه ۱۰ نیوتن استفاده شد. میزان راحتی ارتزها با بهرمندی از مقیاس عددی یک تا ده سنجیده شد که عدد یک نشان از عدم رضایت آزمودنی از راحتی و عدد ده نشان دهنده رضایت کامل آزمودنی از ارتز بود.

فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی با استفاده از فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز انجام شد (۴۴).

برای تحلیل آماری از نرم‌افزار SPSS-16 استفاده شد. با استفاده از آزمون شاپیرو – ویلک نرمال بودن داده‌ها مورد بررسی قرار گرفت. تحلیل و تعیین اهمیت آماری تفاوت بین پنج شرایط بدون ارتز و استفاده از چهار نوع ارتز با استفاده از آزمون آماری ANOVA با اندازه‌گیری‌های تکراری ارزیابی گردید. برای مقایسه درون گروهی و نیز برای تحلیل راحتی و زمان اتکا از آزمون تعقیبی بون‌فرونی استفاده گردید. با توجه به نتایج آزمون ماخولی، پیش‌فرض کرویت (همگنی واریانس و کوواریانس) مورد تایید بود. سطح معنی‌داری تمام آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در مردان ۵/۵۵±۶۳/۳۵ سال، ۳/۰۹±۱۷۵/۷۹ سانتی‌متر، ۱۰/۴۲±۸۲/۵۰ کیلوگرم و ۳/۳۲±۲۶/۶۹ کیلوگرم بر مترمربع بود. میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در زنان ۴/۳۴±۶۰/۵۰ سال، ۳/۵۴±۱۶۱/۱۴ سانتی‌متر، ۱۴/۱۸±۸۰/۰۰ کیلوگرم و ۵/۵۶±۳۰/۸۲ کیلوگرم بر مترمربع بود.

با توجه به جدول یک، اثر عامل گروه در شاخص میانه فرکانس فعالیت الکتریکی الکترومایوگرافی عضله درشت‌نی قدامی معنی‌دار بود (P<۰/۰۴۹). با مقایسه جفتی گروه مردان و زنان می‌توان بیان کرد که گروه مردان نسبت به گروه زنان به لحاظ آماری در مقدار بالاتری قرار داشت. اثر عامل گروه (P<۰/۰۴۴) و اثر عامل ارتز (P<۰/۰۲۰) در میانه فرکانس عضله پهن داخلی معنی‌دار بود. مقدار میانه فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی در شرایط راه رفتن با کفی بافت‌دار درشت منعطف نسبت به شرایط راه رفتن بدون کفی افزایش معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۳۷). مقایسه جفتی نشان داد که گروه مردان نسبت به زنان به لحاظ آماری بالاتر است. همچنین مقدار اثر عامل گروه عضله دوقلو داخلی تمایل به معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۵۸، 95%CI=۶/۵–۱۶/۳). در مقدار میانه فرکانس عضلات پهن خارجی، دوسر رانی، نیم وتری، سرینی میانی و راست کننده ستون فقرات اختلاف آماری معنی‌داری مشاهده نشد.

مقادیر زمان اتکا طی پنج شرایط بدون ارتز، با ارتز بافت‌دار ریز سخت، ارتز بافت‌دار ریز منعطف، ارتز بافت‌دار درشت سخت و ارتز بافت‌دار درشت منعطف اختلاف آماری معنی‌داری مشاهده

جدول ۲ : میانگین و انحراف استاندارد راحتی و زمان اتکا در پنج شرایط در گروه‌های مورد مطالعه بالای ۵۵ سال حین راه رفتن

متغیرها		راحتی	زمان اتکا
زنان (میانگین و انحراف استاندارد)	بدون ارتز	۵/۹۳±۱/۱۴	۸۷۷/۹۳±۳۰۱/۱۶
	ارتز بافت‌دار ریز سخت	۴/۷۱±۱/۹۳	۹۳۰/۷۹±۳۱۷/۱۲
	ارتز بافت‌دار درشت سخت	۵/۵۷±۱/۲۸	۹۳۳/۸۶±۳۷۵/۳۸
	ارتز بافت‌دار درشت منعطف	۶/۳۶±۰/۰۲	۸۹۶/۹۳۸±۳۴۵/۲۹
	ارتز بافت‌دار ریز منعطف	۷/۳۶±۱/۲۷	۹۰۲/۸۶±۲۷۷/۷۵
مردان (میانگین و انحراف استاندارد)	بدون ارتز	۵/۷۹±۱/۱۲	۸۴۳/۰۰±۳۰۹/۶۸
	ارتز بافت‌دار ریز سخت	۴/۵۷±۱/۷۸	۸۳۰/۴۳±۱۴۰/۷۵
	ارتز بافت‌دار درشت سخت	۵/۲۹±۱/۰۶	۸۰۰/۶۴±۱۰۳/۰۳
	ارتز بافت‌دار درشت منعطف	۶/۸۶±۱/۴۶	۷۹۹/۱۴±۱۰۷/۸۸
	ارتز بافت‌دار ریز منعطف	۸/۱۴±۱/۰۹	۸۰۵/۲۹±۱۲۶/۵۲
سطح معنی‌داری (اندازه اثر)	اثر عامل ارتز	۰/۰۰۰(۰/۴۴۹)	۰/۸۹۳(۰/۰۱۸)
	اثر عامل گروه	۰/۶۳۷(۰/۰۲۴)	۰/۲۶۴(۰/۰۲۵)
	اثر متقابل ارتز و گروه	۰/۵۰۳(۰/۰۳۲)	۰/۹۳۱(۰۰۹۰)

*آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر؛ P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

نشد (جدول ۲).

بین میزان راحتی در شرایط بدون ارتز و شرایط با ارتز بافت‌دار ریز منعطف ارتباط آماری معنی‌داری وجود داشت (P<۰/۰۰۱). میزان راحتی در شرایط با ارتز بافت‌دار درشت منعطف در مقایسه با شرایط ارتز بافت‌دار ریز سخت (P<۰/۰۰۴)، ارتز بافت‌دار درشت سخت (P<۰/۰۱۸) و ارتز بافت‌دار ریز منعطف (P<۰/۰۱۴) اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. میزان راحتی در شرایط با ارتز بافت‌دار ریز منعطف نسبت به شرایط با ارتز بافت‌دار درشت سخت (P<۰/۰۰۱) و شرایط با ارتز بافت‌دار ریز سخت (P<۰/۰۰۱) تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شد (جدول ۲). اثر عامل گروه و اثر تعاملی گروه ارتز از نظر آماری معنی‌دار نبود.

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، اثر عامل گروه در دو عضله درشت‌نی قدامی و پهن داخلی، و اثر عامل ارتز در عضله پهن داخلی دارای اختلاف آماری معنی‌دار بود. میزان راحتی ارتزها در شرایط بدون ارتز در مقایسه با شرایط ارتز بافت‌دار ریز منعطف، شرایط با ارتز بافت‌دار درشت منعطف نسبت به شرایط با ارتز بافت‌دار ریز و درشت سخت و ریز منعطف، و در شرایط ارتز بافت‌دار ریز منعطف نسبت به ارتز بافت‌دار درشت و ریز سخت تفاوت معنی‌داری مشاهده شد.

ارتزهای منعطف و نرم برای جذب ضربه و کاهش فشار طراحی شده و هدف ارتزهای سخت و غیرقابل انعطاف اصلاح راستا است (۴۵). توزیع و انتقال فشار در ارتز منعطف مورد توجه است که با استفاده از این نوع ارتز می‌توان خط ثقل را از داخل به مرکز تالوس منتقل کرد که در توزیع صحیح نیرو در قسمت‌های دیگر کمک‌کننده است (۴۵). در مطالعه Landorf و همکاران عملکرد آزمودنی‌ها با استفاده از سه نوع ارتز سنجیده شد. استفاده از ارتزها منجر به بهبود عملکرد و کاهش درد در اندام تحتانی شد؛ اما استفاده طولانی مدت از این مداخلات تاثیر چندانی به دنبال نداشت (۴۶). مطالعه Iglesias و همکاران نشان داد هرچه یک کفی از جنس سخت‌تری باشد؛ احتمال سقوط در سالمندان بیشتر می‌شود (۴۷). شواهدی وجود دارد که ارتز و کفش می‌توانند به کنترل وضعیت بدن و حمل کمک کنند (۴۸). نتایج مطالعه حاضر در رابطه با استفاده از ارتزهای سخت و منعطف و تاثیر آن بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی به جز فرکانس عضله پهن داخلی، بر فرکانس دیگر عضلات اثرگذار نبود.

فرکانس فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در گروه مردان به‌طور کلی در مقایسه با گروه زنان بالاتر بود. کاهش دامنه فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی در هنگام استفاده از ارتز بافت‌دار تنها در سیگنال‌های الکترومایوگرافی با فرکانس پایین گزارش شده است (۴۹). با وجود این نتایج مطالعه حاضر هیچگونه اثر معنی‌داری در ارتباط با ارتز بافت‌دار مورد استفاده نشان نداد.

میزان فرکانس سیگنال‌های الکترومایوگرافی بستگی به میزان فعالیت تارهای تند انقباض و کند انقباض در یک عضله دارد (۵۰و۵۱). افزایش فعالیت عضلات ساق سبب میرایی ویبره بافت‌های نرم می‌گردد. زیرا بیان شده افزایش نرخ بارگذاری سبب افزایش انتقال فرکانس ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین به فرکانس بافت‌های نرم می‌شود (۵۲). با وجود این ارتزهای بافت‌دار مورد استفاده در مطالعه ما بر فرکانس فعالیت عضلات ساق اثرگذار نبود و تنها ارتز بافت‌دار درشت سخت میزان فرکانس عضله پهن داخلی را افزایش داد. افزایش فرکانس عضله پهن داخلی می‌تواند به افزایش جذب شوک و همچنین کاهش نرخ بارگذاری عمودی وارد بر پا کمک نماید (۵۳و۵۴). علی‌رغم این Nurse و همکاران گزارش نمودند اثرات حسی ارتزهای بافت‌دار عمدتاً بر روی واحدهای کند انقباض است (۴۹) که دارای سرعت هدایت عصبی پایین‌تری هستند (۱۸). در حین راه رفتن بر روی سطح صاف انتظار

می‌رود که تارهای کند انقباض بیشتر فراخوانی شوند و در نتیجه این احتمال می‌رود کـه ارتزهـای بافـت‌دار بـر روی واحـدهای حرکتـی کندانقباض به دلیل ماهیت حرکت اثرگذار باشند (۵۵).

در مطالعه قبلی ما استفاده از ارتزهای بافت‌دار منجـر بـه افـزایش راحتی و کـاهش درد گردیـد (۳۴). در مطالعـه Sultan و همکـاران استفاده از کفی منجر به کاهش درد زانو و افزایش راحتی شـد (۵۶). نتایج حاصل از مطالعه حاضر با دو مطالعه فوق همسو است.

با توجه به افزایش سن الگوی راه رفـتن دچـار تغییراتـی از جملـه کوتاه‌تر شدن طول گـام، کـاهش سـرعت راه رفـتن، افـزایش مـدت زمان حمایت دوگانه و کاهش آهنـگ گـام‌بـرداری مـی‌شـود (۵۷). مدت زمان فاز اتکا به عنوان شاخص موثر بر بی‌ثباتی و عـدم تعـادل است. به صورتی که افزایش مدت زمان اتکا منجر به بـی‌ثبـاتی و در نتیجه بر هم خوردن تعادل در سالمندان می‌گردد (۵۸و۵۹). با شـروع سالمندی و افزایش سن مؤلفه‌های گام‌برداری دچار تغییـر مـی‌شـوند (۶۰و۶۱). مطابق مطالعه‌ای که به مقایسه پارامترهای فضایی - زمـانی گـام‌بـرداری بـین جوانـان و سـالمندان پرداختـه بـود؛ مشـاهده شـد سالمندان در مقایسه با جوانان سرعت پایین‌تر، طول گـام کوتـاه‌تـر و تغییرپذیری بیشتر در مؤلفـه‌هـای وابسـته بـه زمـان دارا هسـتند (۶۲). مطـابق پـژوهش Nurse و همکـاران اسـتفاده از ارتزهـای بافـت‌دار، تغییرپـذیری الگـوی گـام بـرداری قابـل رویـت اسـت و دلیـل ایـن تغییرپذیری دگرگونی در الگوهای فعال‌سازی عضـلات پـایین تنـه گزارش گردید. عقیده محققین بر این است که تغییر سطح زیر پا بـر الگوی تحریک گیرنده‌های مکانیکی و نورون‌های حرکتی اثرگـذار است (۴۹). آهنـگ گـام‌بـرداری از شـاخص‌هـای مـرتبط بـا کنتـرل زمان‌بندی و ریتم راه رفـتن اسـت کـه نتـایج مطالعـه حاضـر تفـاوت معنی داری در هیچیک از پنج شـرایط آزمـون شـده در مؤلفـه زمـان اتکا نشان نداد.

ممکن است که جنس ارتز بر سیگنال ورودی به بدن که از طریق سیستم حسی بدن تشخیص داده مـی‌شـود؛ تحـت تـاثیر قـرار گیـرد. گزارش شده واکنش بدن نسبت بـه تغییـرات در سـیگنال ورودی بـا تغییر در فعالیـت عضـلانی صـورت مـی‌گیـرد (۶۳). ایـن تفـاوت در سیگنال ورودی منجر به تفاوت در میزان درک راحتـی بـین شـرایط مختلف ارتز گردید. همچنین افزایش فعالیت عضله با کـاهش میـزان درک راحتی ممکن است؛ مرتبط باشد و سبب خسـتگی زودهنگـام شود (۶۴). از اینرو می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که به‌دلیـل وجـود رابطـه منفـی بـین میـزان راحتـی و فعالیـت الکتریکـی عضـله، ارتـز بافت‌دار درشت منعطف با کاهش میزان فعالیت الکتریکی عضـلات منجر به ایجاد راحتی ارتز می‌گـردد و بـالعکس، ارتـز بافـت‌دار ریـز سخت با کاهش میزان راحتی، افزایش میزان فعالیت الکتریکی را بـه همراه دارد و به همین دلیـل منجـر بـه خسـتگی عضـلانی زودهنگـام می‌گردد.

اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین و جابجـایی مرکـز فشـار می‌توانست اطلاعات تکمیلی مفیدی در زمینه اثر استفاده از ارتـز بـر طیف فرکانس آزمودنی‌هـا ارایـه کنـد کـه در مطالعـه حاضـر مـورد بررسی قرار نگرفته است. همچنین ارزیابی اثر آنی ارتـز یکـی دیگـر از محدودیت‌های مطالعه محسوب می‌شود. از اینرو پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آینـده اثـر ارتـز بـر فعالیـت الکترومـایوگرافی عضـلات همزمان با نیروهای عکس‌العمل زمین سنجیده شود. همچنین ارزیابی اثر طولانی مدت کفی‌هـا مـی‌توانـد اطلاعـات مفیـدی در خصـوص برقراری و یا برهم خـوردن تعـادل افـراد بـالای ۵۵ سـال در اختیـار پژوهشگران قرار دهد. لذا پیشنهاد می‌شود اثر طولانی مـدت ارتزهـا در بین سالمندان بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که افزایش فرکانس الکترومـایوگرافی عضله پهن داخلی هنگام اسـتفاده از ارتـز بافـت دار درشـت منعطـف می‌تواند در افزایش جذب شک و کاهش نـرخ بارگـذاری عمـودی وارد بر پا موثر باشد که این به خودی‌خود سبب کاهش خطر آسیب در اندام تحتانی افراد بالای ۵۵ سال می‌گردد.

تشکر و قدردانی

ایـن مقالـه حاصـل پایـان‌نامـه (شـماره ایـران داک ۱۴۴۸۰۳۴) خانم عارفه مختاری ملک‌آبادی برای اخذ درجـه کارشناسـی ارشـد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشکده علوم تربیتـی و روانشناسـی دانشگاه محقق اردبیلی بود. از کسانی که ما را در اجرای این مطالعـه یاری نمودند؛ صمیمانه تشکر می‌نماییم.

References

1. Valentijn SAM, van Hooren SAH, Bosma H, Touw DM, Jolles J, van Boxtel MPJ, Ponds RWHM. The effect of two types of memory training on subjective and objective memory performance in healthy individuals aged 55 years and older: a randomized controlled trial. Patient Educ Couns. 2005 Apr; 57(1): 106-14. DOI: 10.1016/j.pec.2004.05.002

2. Shigematsu R, Chang M, Yabushita N, Sakai T, Nakagaichi M, Nho H, et al. Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. Age and ageing. 2002; 31(4): 261-66. DOI: 10.1093/ageing/31.4.261

3. Ebrahimi Fakhar MR, Zand S. [Nutritional status and associated factors in elderly residents in nursing homes]. Payesh. 2013; 12(2): 143-49. [Article in Persian]

4. You SH. Effect of Multisensory Intervention on Locomotor Function in Older Adults With a History of Frequent Falls. KAUTPT. 2004; 11(4): 1-10.

5. Sadeghi H, Prince F, Zabjek KF, Allard P. Sagittal-hip-muscle power during walking in old and young able-bodied men. Journal of Aging and Physical Activity. 2001; 9(2): 172-83. DOI: 10.1123/japa.9.2.172

6. Mann R, Birks Y, Hall J, Torgerson D, Watt I. Ageing. Exploring the relationship between fear of falling and neuroticism: a cross-sectional study in community-dwelling

women over 70. Age Ageing. 2006 Mar; 35(2): 143-7. DOI: 10.1093/ageing/afj013

7. Salari-Moghaddam F, Sadeghi-Demneh E, Ja'farian F S. [The Effects of Textured Insole on Ankle Proprioception and Balance in Subjects with the Risk of Falling]. Arch Rehabil. 2015; 16(1): 58-65. [Article in Persian]

8. Palluel E, Olivier I, Nougier V. The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly. Behav Neurosci. 2009 Oct; 123(5): 1141-47. DOI: 10.1037/a0017115

9. Corbin DM, Hart JM, McKeon PO, Ingersoll CD, Hertel J. The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. J Sport Rehabil. 2007 Nov; 16(4): 363-72. DOI: 10.1123/jsr.16.4.363

10. Yalla SV, Crews RT, Fleischer AE, Grewal G, Ortiz J, Najafi BJCB. An immediate effect of custom-made ankle foot orthoses on postural stability in older adults. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2014 Dec; 29(10): 1081-88. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.10.007

11. Mulford D, Taggart HM, Nivens A, Payrie C. Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. Appl Nurs Res. 2008 Aug; 21(3): 153-58. DOI: 10.1016/j.apnr.2006.08.006

12. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Martin D. Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. Age and Ageing. 2011; 40(3): 363-68. DOI: 10.1093/ageing/afr026

13. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. New Jersey: Wiley. 2009; pp: 200-59.

14. Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC. J Electromyogr Kinesiol. 2009 Oct; 19(5): 864-74. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.05.002

15. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi A. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol. 2009 Oct; 19(5): 851-63. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.08.003

16. Lauriti L, Motta LJ, de Godoy CHL, Biasotto-Gonzalez DA, Politti F, Mesquita-Ferrari RA, et al. Influence of temporomandibular disorder on temporal and masseter muscles and occlusal contacts in adolescents: an electromyographic study. BMC Musculoskelet Disord. 2014 Apr; 15: 123. DOI: 10.1186/1471-2474-15-123

17. De Felício CM, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza C. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: a correlation study. J Electromyogr Kinesiol. 2012 Apr; 22(2): 266-72. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.11.013

18. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. J Appl Physiol (1985). 1990 Mar; 68(3): 1177-85. DOI: 10.1152/jappl.1990.68.3.1177

19. Larsson B, Kadi F, Lindvall B, Gerdle B. Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. J Electromyogr Kinesiol. 2006 Jun; 16(3): 281-90. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.07.009

20. Bilodeau M, Goulet C, Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1994; 68(5): 395-401. DOI: 10.1007/BF00843735

21. Wakeling JM, Rozitis AI. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. J Exp Biol. 2004 Jun; 207(Pt 14): 2519-28. DOI: 10.1242/jeb.01042

22. Miller JE, Nigg BM, Liu W, Stefanyshyn DJ, Nurse MA. Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. Foot Ankle Int. 2000 Sep; 21(9): 759-67. DOI: 10.1177/107110070002100908

23. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. Med Sci Sports Exerc. 2001 Nov; 33(11): 1939-45. DOI: 10.1097/00005768-200111000-00021

24. Wolfson L, Whipple R, Derby C, Judge J, King M, Amerman P, et al. Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. J Am Geriatr Soc. 1996 May; 44(5): 498-506. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1996.tb01433.x

25. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. J Am Geriatr Soc. 1997 Jun; 45(6): 735-38. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x

26. Jonsson E, Seiger A, Hirschfeld H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004 Aug; 19(7): 688-94. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2004.04.002

27. El-Kashlan HK, Shepard NT, Asher AM, Smith-Wheelock M, Telian SA. Evaluation of clinical measures of equilibrium. Laryngoscope. 1998 Mar; 108(3): 311-19. DOI: 10.1097/00005537-199803000-00002

28. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. Phys Ther. 1984 Jul; 64(7): 1067-70. DOI: 10.1093/ptj/64.7.1067

29. Bohannon RW. Single limb stance times: a descriptive meta-analysis of data from individuals at least 60 years of age. Topics in Geriatric Rehabilitation. 2006; 22(1): 70-77.

30. Abdolvahabi Z, Shirpour Bonab S, Rahmati H, Naini SS. The effects of ankle plantar flexor and knee extensor muscles fatigue on dynamic balance of the female elderly. World Appl Sci J. 2011; 15(9): 1239-45.

31. Kelaher D, Mirka GA, Dudziak KQ. Effects of semi-rigid arch-support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. Appl Ergon. 2000 Oct; 31(5): 515-22. DOI: 10.1016/s0003-6870(00)00018-1

32. Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. Gait Posture. 2006 Apr; 23(3): 295-302. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.004

33. Granacher U, Muehlbauer T, Gruber M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. J Aging Res. 2012; 2012: 708905. DOI: 10.1155/2012/708905

34. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero AA, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. Foot (Edinb). 2018 Dec; 37: 77-84. DOI: 10.1016/j.foot.2018.05.003

35. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behav Res Methods. 2007 May; 39(2): 175-91. DOI: 10.3758/bf03193146

36. Harifmoradi K, Farahpour N, Karimi M T, Bahram A. Analysis of Dynamic Balance during Walking in Patients with Parkinson's Disease & Able-Bodied Elderly People. Physical Treatments: Specific Physical Therapy Journal. 2015; 4(4): 191-98.

37. Jafarnezhadgero AA, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of Corrective Training on Drop Landing

Ground Reaction Force Characteristics and Lower Limb Kinematics in Older Adults With Genu Valgus: A Randomized Controlled Trial. J Aging Phys Act. 2019 Feb; 27(1): 9-17. DOI: 10.1123/japa.2017-0315

38. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct; 10(5): 361-74. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4

39. Lynn SK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008 Jul; 23(6): 779-86. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.01.012

40. Craig CE, Goble DJ, Doumas M. Proprioceptive acuity predicts muscle co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis in older adults' dynamic postural control. Neuroscience. 2016 May; 322: 251-61. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2016.02.036

41. Omuro K, Shiba Y, Obuchi S, Takahira N. [Effect of Ankle Weights on EMG Activity of the Semitendinosus and Knee Stability During Walking by Community-Dwelling Elderly]. Rigakuryoho Kagaku. 2011; 26(1): 55-59. [Article in Japanese]

42. Mercer VS, Gross MT, Sharma S, Weeks E. Comparison of gluteus medius muscle electromyographic activity during forward and lateral step-up exercises in older adults. Phys Ther. 2009 Nov; 89(11): 1205-14. DOI: 10.2522/ptj.20080229

43. Tsuboi H, Nishimura Y, Sakata T, Ohko H, Tanina H, Kouda K, et al. Age-related sex differences in erector spinae muscle endurance using surface electromyographic power spectral analysis in healthy humans. Spine J. 2013 Dec; 13(12): 1928-33. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.06.060

44. Jafarnezhadgero AA, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PLoS One. 2019 May; 14(5): e0216818. DOI: 10.1371/journal.pone.0216818

45. Sharifian M, Taheri A, Karimi M T. [Comparison of the Effect of Prefabricated Foot Orthoses on Pain and Quality of Life in Women With Plantar Fasciiti]. Arch Rehabil. 2018; 19(1): 18-25. DOI: 10.21859/jrehab.19.1.18 [Article in Persian]

46. Landorf KB, Keenan AM, D Herbert R. Effectiveness of different types of foot orthoses for the treatment of plantar fasciitis. J Am Podiatr Med Assoc. 2004 Nov-Dec; 94(6): 542-49. DOI: 10.7547/0940542

47. Iglesias MEL, de Bengoa Vallejo RB, Peña DP. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. Geriatr Nurs. 2012 Jul-Aug; 33(4): 264-71. DOI: 10.1016/j.gerinurse.2012.01.007

48. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J Gerontol. 1994 Mar; 49(2): M72-84. DOI: 10.1093/geronj/49.2.m72

49. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. J Electromyogr Kinesiol. 2005 Oct;15(5):496-506. DOI: 10.1016/j.jelekin.2004.12.003

50. Wakeling JM, Syme DA. Wave properties of action potentials from fast and slow motor units of rats. Muscle Nerve. 2002 Nov; 26(5): 659-68. DOI: 10.1002/mus.10263

51. Sadoyama T, Masuda T, Miyata H, Katsuta S. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1988; 57(6): 767-71. DOI: 10.1007/BF01076001

52. Wakeling JM, Liphardt AM, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. J Biomech. 2003 Dec; 36(12): 1761-69. DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00216-1

53. Farahpour N, Jafarnezhadgero AA, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2018 Apr; 39: 35-41. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006

54. Jafarnezhadgero AA, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. PLoS One. 2018 Oct; 13(10): e0205187. DOI: 10.1371/journal.pone.0205187

55. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Martin D. Effect of foot orthoses on lower limb muscle activation: a critical review. Physical Therapy Reviews. 2008; 13(4): 280-93. DOI: 10.1179/174328808X252037

56. Sultan J, Chapman G, Jones R. The effect of lateral wedge insoles on the asymptomatic knee of patients with medial compartment knee osteoarthritis. Orthopaedic Proceedings. 2013 Jan; 95-B(Supp 1): 65.

57. Beurskens R, Bock O. Age-Related Deficits of Dual-Task Walking: A Review. Neural Plast. 2012; 2012: 131608. DOI: 10.1155/2012/131608

58. Wrobel JS, Najafi B. Diabetic foot biomechanics and gait dysfunction. J Diabetes Sci Technol. 2010 Jul; 4(4): 833-45. DOI: 10.1177/193229681000400411

59. Mueller MJ. Therapeutic footwear helps protect the diabetic foot. J Am Podiatr Med Assoc. 1997 Aug; 87(8):360-4. DOI: 10.7547/87507315-87-8-360

60. Martin KL, Blizzard L, Wood AG, Srikanth V, Thomson R, Sanders LM, et al. Cognitive function, gait, and gait variability in older people: a population-based study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2013 Jun; 68(6): 726-32. DOI: 10.1093/gerona/gls224

61. Qu X. Age-related cognitive task effects on gait characteristics: do different working memory components make a difference? J Neuroeng Rehabil. 2014 Oct; 11: 149. DOI: 10.1186/1743-0003-11-149

62. Zijlstra W. Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. Eur J Appl Physiol. 2004 Jun; 92(1-2): 39-44. DOI: 10.1007/s00421-004-1041-5

63. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. Med Sci Sports Exerc. 2003 Feb; 35(2): 314-19. DOI: 10.1249/01.MSS.0000048828.02268.79

64. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. Med Sci Sports Exerc. 2003 Oct; 35(10): 1710-19. DOI: 10.1249/01.MSS.0000089352.47259.CA