Archive of SID

Frequency Domain Analysis of Ground Reaction Forces During Walking with and without Immediate Use of Textured Insoles in Blind Males

Abdollahpour Darvishani M[1], Jafarnezhadgero A.M[2], Dehghani M[3]

Abstract

Purpose: Because of an altered walking mechanism in blind individuals compared to healthy ones, it is expected that using textured insoles in blind individuals change the mechanism and ground reaction forces encounter to the lower limbs and joints. Therefore, the aim of this study was to compare frequency domain of ground reaction forces during walking with and without textured insoles in blind individuals.

Methods: 12 blind males (age: 29.66±4.39 years) volunteered to participate in this study. A foot scan system was used for measuring frequency spectrum of ground reaction forces during walking with and without textured insoles. Paired sample t-test was used for statistical analysis.

Results: The findings indicated similar walking speed during walking with and without textured insoles in blind individuals (P>0.05). The frequency content with power 99.5% in the vertical ground reaction force component during walking with insoles were greater than that walking without it (p=0.039). Also, the frequency content with power 99.5% in the 3rd toe and 4th toe during orthoses condition were greater than that without it (p<0.05). In addition, frequency bandwidth in the 3rd toe region of the foot in insole condition was lower than that without insole condition (p=0.039).

Conclusion: Although there was similar walking speed during walking with and without textured insoles in blind individuals, there were lower frequency bandwidth and median frequency of ground reaction forces during orthoses condition compared to without.

Key words: Texture insoles, Walking, Ground reaction force, Frequency content, Blind

Received: 2019.05.26 Accepted: 2019.12.21

بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن با و بدون استفاده از کفی بافت‌دار در مردان نابینا

محمد عبداله‌پور درویشانی[۱]، امیرعلی جعفرنژاد گروه[۲]، ماهرخ دهقانی[۳]

هدف: با توجه به تغییر مکانیزم راه رفتن افراد نابینا در مقایسه با افراد سالم، انتظار می‌رود استفاده از کفی بافت دار در نابینایان باعث تغییر در مکانیزم و نیروهای عکس العمل وارده به اندام تحتانی و مفاصل گردد. بنابراین، هدف از این مطالعه، بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه فتن با و بدون کفی در افراد نابینا بود.

روش برر سی: ۱۲ مرد نابینا (۴/۳۹ ± ۲۹/۶۶ سال) داوطلب شرکت در این مطالعه شدند. برای اندازه‌گیری طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین با و بدون کفی بافت دار طی راه رفتن از فوت اسکن استفاده و برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون تی زوجی استفاده گردید.

یافته ها: نتایج نشان داد سرعت راه‌رفتن در افراد نابینا طی دو شرایط با و بدون کفی اختلاف معنی‌داری ندارد (p>۰/۰۵). فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۵/۱۹ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود (p=۰/۰۳۹). همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در قسمت استخوان کف پایی سوم و چهارم طی شرایط استفاده از کفی بیشتر از شرایط بدون کفی بود (p<۰/۰۵). به علاوه، پهنای باند فرکانس در راستای عمودی در قسمت های ا ستخوان های کف پایی سوم طی شرایط ا ستفاده از کفی کمتر از شرایط عدم ا ستفاده از کفی بود (p=۰/۰۳۹).

www.SID.ir

Archive of SID

نتیجه گیری: اگرچه در افراد نابینا ا ستفاده از کفی طی راه رفتن اختلاف معنی‌داری در سرعت ندا شتند ولی ا ستفاده از کفی باعث کاهش میانه فرکانسی و پهنای باند فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن گردید.

کلمات کلیدی: کفی بافت دار، راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین، محتوای فرکانس، نابینا

نویسنده مسئول: محمد عبداله پور درویشانی، nekamohamad2626@gmail.com، ORCID: 0000-0002-0446-1037

آدرس: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیل، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، بیومکانیک ورزشی

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- استادیار رفتارحرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

مقدمه

پدیده معلولیت یکی از دستاوردهای دنیای صنعتی می باشد که عوارض ثانویه ناشی از آن، باعث اختلال در سلامتی افراد (همچون افراد نابینا) می شود (۱). بر اساس آمار سازمان جهانی بهداشت، در هر پنج ثانیه یک نفر در دنیا نابینا می شود (۲). بر این اساس در سال ۲۰۰۴ حدود ۴۰ تا ۴۵ میلیون نفر نابینا در جهان وجود داشت (۲). با روند کنونی و بدون مداخلات مؤثر، پیش بینی می شود که تعداد نابینایان جهان هر سال در حال افزایش است (۲). اختلال گیرنده های بینایی موجب بروز اشکال در جهت-یابی فضایی کودکان، تعادل و اجرای مهارت های حرکتی می شود که می تواند آسیب های مختلفی را در پی داشته باشد (۶-۳). از آنجا که بینایی کمک به پردازش سایر اطلاعات حسی (۷) است انتقال در جریان حسی، به ویژه از طریق بینایی و حس عمقی جهت حفظ موقعیت بدن در فضا از اهمیت بالایی برخوردار است (۴،۵). اطلاعات حسی نیاز به زمان بندی و هماهنگی بهینه برای کنترل پاسچر فرد دارد. یکی از مهمترین منابع فراهم آوردن اطلاعات حسی شامل سیستم بینایی می باشد.

مطالعات قبلی نشان داده است که عدم بازخورد بصری در طی حرکات عملکردی منجر به ایجاد اختلالات فراوانی می شود (۸). Singh و همکاران (۸) بیان نمودند که افراد نابینا در اعمال روزانه خود دارای مشکلات بسیاری هستند. برای مثال، افراد نابینا دارای زمان انتقال وزن کمتر و ضعف عضلانی نسبت به افراد سالم هستند که نیاز به کمک بیشتری در هنگام انجام اعمال روزانه خود دارند (۸،۹). در افراد نابینا مکانیزم راه رفتن در مقایسه با افراد سالم متفاوت است. این افراد "محرک بصری" طبیعی در مورد حرکت صحیح ندارند، بنابراین سر و گردن به طور طبیعی در این افراد صاف نمی باشد (۱۰). افراد مبتلا به نابینایی مادرزادی از زمان تولد به دلیل داشتن وزن کم مستعد مشکلات عصبی و عضلانی هستند. در این وضعیت، جهت گیری اشتباه سر توازن دینامیک و استاتیک بدن را دچار اختلال می‌کند. بنابراین مکانیزم راه رفتن در این افراد دچار تغییرات زیادی می شود (۱۰،۱۱). راه رفتن در طولانی مدت با توجه به تکرارهای زیاد، مفاصل را در معرض نیروهای داخلی و خارجی مکرر قرار می دهد که این نیروهای تکراری با آسیب های مختلفی در ارتباط است.

برای جلوگیری از آسیب ها طی راه رفتن درمان های مختلفی را محققان معرفی کردند. صادقی و همکاران (۱۲) بیان کردند تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل پویا و سرعت راه رفتن در افراد نابینا تاثیر مثبتی دارد. یکی دیگر از عواملی که می‌تواند بر عملکرد افراد نابینا طی راه رفتن موثر باشد استفاده از کفی‌های بافت دار است. محققان کفی های متفاوتی را پیشنهاد کردند تا عواملی از قبیل خستگی عضلانی و استرس‌های مکرر به اندام تحتانی را کنترل کنند (۱۳،۱۴). امروزه کفی بافت دار به دلیل عملکرد بهتر اطلاعات حسی کف پا، جلوگیری از آسیب ها و بهبود کارآیی مورد توجه محققین قرار گرفته است (۱۵،۱۶). کفی بافت دار همچنین به دلیل عملکرد مناسب باعث کاهش فعالیت های عضلانی، بهبود ثبات و اصلاح قرار گیری راستای غیر طبیعی پا می شود (۱۶). احمدی براتی و همکاران (۱۷) نشان دادند که کودکان سالم در مقایسه با کودکان نابینا و کم‌بینا طی راه رفتن از عملکرد تعادلی بهتری برخوردار هستند.

محققان دلایلی مختلفی برای ایجاد آسیب های اندام

www.SID.ir

Archive of SID

تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروهای عکس‌العمل زمین (Ground Reaction Forces) می باشد (۱۹، ۱۸). در واقع نیروی عکس العمل زمین به عنوان توصیف کننده مهمی در وجود اختلال در راه رفتن انسان شناخته می شود (۲۰). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه برخورد کف پا فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می کنند (۲۴، ۱۴). دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان تابعی در حوزه فرکانس به جای تابعی در واحد زمان نمایش داده می شود و توسط الگوهای نوسانات موجود در داده ها مشخص می شود (۲۱). تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس از متغیرهای بیومکانیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین جهت ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت هایی نظیر راه رفتن استفاده می نماید (۲۵-۲۲). افزایش بیش از حد نیروی عکس‌العمل زمین در طول مرحله اتکا راه رفتن نشان دهنده اختلالات در عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل اندام تحتانی و عضلات اندام است (۲۴). بررسی محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین مقادیر فرکانس بالا یا پایین موجود در این داده‌ها را نشان می دهد (۲۴). در این روش، مؤلفه های نیروهای عکس-العمل زمین به صورت پیوسته و در حوزۀ فرکانس در کل مرحلۀ اتکا بررسی می شود؛ در حالی که متغیرهای دیگر بیومکانیکی در یک نقطه از دورۀ راه رفتن بررسی می کنند (۲۶).

Sterigo و همکاران (۲۵) بیان کردند افزایش زمان اتکا باعث کاهش محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین می شود. پایین بودن محتوای فرکانسی نشان دهنده نوسانات آرام‌تر طی حرکت است (۲۵). کاهش نوسانات می تواند نمایانگر کنترل پاسچر بهتر در راستای عمودی باشد (۲۷). Wurdeman و همکاران (۲۵) در مطالعه خود بر روی بیماران مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس پیشنهاد کردند که تجزیه و تحلیل حوزه فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین به طور بالقوه می تواند بینش های پیشین در مورد پیشرفت بیماری را فراهم کند (۲۵). McGrath و همکاران (۲۸) در تحقیقی تحت عنوان پاسخ بیماری شریانی محیطی بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن به این نتیجه رسیدند که تجزیه و تحلیل فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در طی راه رفتن، بین بیماران مبتلا به بیماری شریانی محیطی و افراد سالم با سرعت ثابت اختلاف معنی داری را نشان داد (۲۸). جالب توجه است که این تفاوت ها در هر دو حالت بدون درد و درد دیده می شود و نشان می دهد که این نوع تحلیل ها ممکن است به عنوان ارزیابی و تشخیص اختلالات در بیماران مختلف مفید باشد. علاوه بر این، این تجزیه و تحلیل قادر به تشخیص الگوهای حرکتی نوسان بالا در بیماران هنگام راه رفتن با درد، در مقایسه با شرایط بدون درد است (۲۸). فرجی و همکاران (۲۹) نشان دادند کسانی که بیش از ۹۴ ماه نابینایی را تجربه کردند میزان بارگذاری عمودی بیشتری را در سمت غالب در طی نشستن و برخاستن نشان دادند (۲۹). مشخص شده است که میزان بارگذاری عمودی بیشتر (حدود ۱۰٪ از وزن بدن) خطر آسیب های آینده را در افراد نابینا افزایش می‌دهد (۲۹). بنابراین می توان نتیجه گرفت که فقدان اطلاعات بصری درازمدت می تواند یک فرد را به آسیب های آینده منجر شود. جعفرنژاد و همکاران (۳۰) در تحقیقی بیان کردند کفی بافت دار سبب بهبود کنترل پاسچر در راستای داخلی-خارجی طی راه رفتن می‌گردد. بنابراین این می‌تواند استفاده از کفی‌های بافت دار را برای افراد نابینا توصیه نمود (۳۰).

با وجود این، هیچ یک از تحقیقات موجود به بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن با کفی و بدون کفی در افراد نابینا نپرداخته است. بنابراین فهم و درک ارتباط مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و میزان بار وارده در افراد نابینا به این دلیل مهم است که این ارتباط می تواند تاثیر احتمالی اختلالات آناتومیکی بر عملکرد عصبی- عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را بیشتر تشریح نماید. با توجه به شیوع نسبتا بالای آسیب-های ناشی از عدم تعادل طی راه رفتن در افراد نابینا ضرورت بررسی اثرات استفاده از کفی های بافت دار از اهمیت بالایی برخوردار است. بنابراین، هدف از مطالعه حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با و بدون استفاده از کفی بافت دار طی فاز اتکای راه رفتن در افراد نابینا می باشد.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. با توجه به نرم افزار G*Power3.1 (3.1.5 Freeware. University of Dusseldorf, Dusseldorf,

www.SID.ir

Archive of SID

Germany) نشان داد که برای اندازه اثر برابر با ۰/۹، توان آماری برابر با ۰/۸ و سطح معنی‌داری برابر با ۰/۰۵ در آزمون تی زوجی (Paired-Samples T-Test) حداقل تعداد نمونه مورد نیاز برابر با ۱۲ می باشد (۳۱) (پیوست ۱). نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۲ نفر پسر نابینا بود. میزان نابینایی مورد نظر بیشتر از ۷۵ درصد بوده و همه افراد نابینا مادرزادی بودند. افراد نابینا که دارای اختلالات عصبی-حرکتی یا ارتوپدی بودند از مطالعه حذف شدند. همچنین هیچکدام از شرکت کنندگان در شش ماه گذشته هیچ گونه اختلالات عصبی ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی را گزارش نکردند. سپس شناسایی پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال شناسایی شد (۳۲). شرکت کنندگان و والدین آن ها به طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت نامه کتبی را به طور آگاهانه امضا کردند.

تجزیه و تحلیل راه رفتن

دستگاه فوت اسکن (RSScan International, Belgium, 0.5m × 0.5× 0.02m, 4363 sensors) در وسط مسیر راه رفتن ۱۵ متری قرار داشت. داده های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از نرم افزار (آر، اس، اسکن) و با فرکانس نمونه برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی انجام شد. کفی بافت دار (دارای برجستگی های ریز در سراسر طول کفی کفش) مورد استفاده در پژوهش حاضر ساخت کشور ایران بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می شد کوشش راه رفتن تکرار می شد. سپس داده های فشار کف‌پایی در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به عنوان تماس پاشنه ی پا با زمین تا بلند شدن پنجه پا تعیین شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی ها بر روی فوت اسکن طی راه رفتن، ۳ مرتبه عمل راه رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ تکرار قابل قبول مشخص انجام شد و میانگین سه تکرار راه رفتن جهت تحلیل های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. دستگاه فوت اسکن با ۴۳۶۳ سنسور نقاط ۱۰ گانه و نیروی عمودی کف پا را طی راه رفتن اندازه‌گیری شد. نحوه تقسیم بندی نقاط کف پا توسط نرم افزار (آر، اس، اسکن) صورت می گیرد. سپس داده های نیروی عکس-العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

داده های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شامل: فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی های ضروری می باشد. تجزیه و تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده های نیروهای عکس-العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است. تحلیل دامنه فرکانس سیگنال های دوره ای را از طریق ضرایب هارمونیک توصیف می کند و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد نشان-دهنده فرکانسی می باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال باشد، یا به عبارتی دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین-تر از آن فرکانس قرار دارد. میانه فرکانس در نقطه ای اتفاق می افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. پهنای باند فرکانس، تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل فرکانس زمانی می باشد. تعداد هارمونیک ضروری (Number of Essential Harmonics; ne) برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با: در رابطه زیر A_n برابر با دامنه، ω_0 برابر با فرکانس پایه، n برابر با ضریب هارمونیک و θ_n برابر با زاویه فازی می‌باشد.

رابطه (۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

برای ارزیابی محتوای فرکانسی نیرو، شاخص های زیر محاسبه می شوند (۲۵،۲۸). در رابطه (۲) P برابر با توان محاسبه شده، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، $f_{99.5}$ برابر با میانه فرکانس نیرو می باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

رابطه (۲)

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

میانه فرکانس نیرو در نقطه ای اتفاق می افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. در رابطه زیر $f_{\max}$ برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و f_{med}برابر با میانه فرکانس سیگنال می باشد.

رابطه (۳)

$$\int_0^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد. در رابطه (۴) $f_{\min}$ حداقل فرکانس سیگنال، f_{band} برابر با پهنای باند سیگنال و $p_{\max}$ برابر با حداکثر توان سیگنال می‌باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(when\ p > 1/2 \times p_{max})$$

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر (Schneider)، تعداد هارمونیک ضرور n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه ای نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۳۳).

رابطه (۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

تجزیه و تحلیل در دو سطح توصیفی و استنباطی انجام شد. در سطح توصیفی از شاخص‌های میانگین و انحراف معیار برای توصیف نمونه آماری استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمونی آماری تی زوجی جهت مقایسه داده ها طی راه رفتن با و بدون کفی استفاده شد. تمام تحلیل ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۳۴):

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف معیار دو شرایط}}$$

یافته ها

۱۲ پسر نابینا با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۴/۳۹ ± ۲۹/۶۶ سال، ۱۱/۲۲ ± ۱۷۰/۵۸ سانتی‌متر و ۱۷/۴۲ ± ۶۶/۵۸ کیلوگرم بود. میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در شرایط بدون کفی ۱۲۶/۱۴ ± ۹۰۱/۳۸ میلی ثانیه و میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در شرایط با کفی در افراد نابینا ۱۸۰/۸۵ ± ۹۰۹/۱۶ میلی ثانیه بود که از نظر آماری اختلاف معنی داری بین آن ها وجود ندارد (p>۰/۰۵).

نتایج جدول ۱ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۵/۱۹ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود (p=۰/۰۳۹، d=۰/۷۶). تعداد هارمونی های ضروری، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس مولفه های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن باکفی و بدون‌کفی اختلاف معناداری را نشان ندادند (p>۰/۰۵). نتایج جدول ۲ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد هیچ یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی انگشتان پا (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) در افراد نابینا طی راه رفتن باکفی و بدون‌کفی اختلاف معناداری را نشان ندادند (p>۰/۰۵).

نتایج جدول ۳ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۲/۳۱ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود (p=۰/۰۱۲، d=۰/۸۱). به علاوه میانه فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۶/۵ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود (p=۰/۰۳۹، d=۱/۳۷). همچنین پهنای باند فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود (p= ۰/۰۳۹، d= ۱/۳۷). فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی چهارم پا در افراد نابینا با کفی ۱۴/۴۳ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: مقایسه مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین با و بدون کفی

راستا	متغیر	با کفی میانگین± انحراف معیار	بدون کفی میانگین± انحراف معیار	p- مقدار	اندازه اثر
مولفه های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۶/۵۸ ± ۱/۳۱	۵/۵۸ ± ۱/۳۱	*۰/۰۳۹	۰/۷۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶۶ ± ۴/۴۵	۱۹/۰۰ ± ۲/۸۲	۰/۶۹۹	۰/۱۸
	میانه فرکانس	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰

*سطح معنی‌داری p<۰/۰۵

جدول ۲: مقایسه مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی انگشتان پا با و بدون کفی

راستا	متغیر	با کفی میانگین± انحراف معیار	بدون کفی میانگین± انحراف معیار	p- مقدار	اندازه اثر
انگشت شست پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۸۳ ± ۹/۲۸	۱۳/۴۱ ± ۵/۷۵	۰/۶۴	۰/۴۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۱/۹۱ ± ۴/۱۶	۱۹/۹۱ ± ۳/۷۷	۰/۳۰۸	۰/۵۰
	میانه فرکانس	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۰۸۲	۱/۱۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۰۸۲	۱/۱۳
انگشتان ۲ تا ۵ پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۲۵ ± ۶/۱۰	۱۱/۶۶ ± ۴/۱۴	۰/۶۹۲	۰/۱۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۹۱ ± ۳/۹۱	۲۰/۹۱ ± ۳/۸۲	۰/۳۰۰	۰/۵۱
	میانه فرکانس	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۲/۰۸ ± ۰/۲۸	۰/۳۳۹	۰/۲۴
	پهنای باند فرکانس	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۰۸ ± ۰/۲۸	۰/۳۳۹	۰/۲۴

*سطح معنی‌داری p<۰/۰۵

جدول ۳: مقایسه مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان های کف پایی با و بدون کفی

راستا	متغیر	با کفی میانگین± انحراف معیار	بدون کفی میانگین± انحراف معیار	p- مقدار	اندازه اثر
استخوان کف پایی اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۹/۵۸ ± ۱/۳۱	۸/۹۱ ± ۲/۲۳	۰/۴۳۳	۰/۳۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۰۰ ± ۳/۹۰	۲۰/۰۰ ± ۳/۸۳	۰/۵۸۱	۰/۲۵
	میانه فرکانس	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۲/۴۱ ± ۰/۵۱	۰/۶۷۴	۰/۱۶
	پهنای باند فرکانس	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۹/۱۶ ± ۱/۳۳	۹/۳۳ ± ۱/۳۰	۰/۷۱۳	۰/۱۲
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۲۵ ± ۴/۴۱	۲۰/۵۸ ± ۳/۶۷	۰/۸۴۷	۰/۰۸
	میانه فرکانس	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۹/۵۰ ± ۱/۵۶	۸/۳۳ ± ۱/۳۰	۰/۰۱۲*	۰/۸۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۲۵ ± ۵/۰۸	۲۰/۰۰ ± ۴/۸۸	۰/۹۰۴	۰/۰۵
	میانه فرکانس	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۳۹*	۱/۳۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۳۹*	۱/۳۷
استخوان کف پایی چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۶۶ ± ۱/۴۹	۷/۴۱ ± ۱/۶۷	۰/۰۳۶*	۰/۷۹
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۰۰ ± ۴/۲۸	۲۰/۵۷ ± ۳/۵۴	۰/۳۱۳	۰/۴۰
	میانه فرکانس	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۲/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۵۸۶	۰/۲۱
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۸ ± ۰/۲۸	۱/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۳۳۹	۰/۴۷
استخوان کف پایی پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۹/۰۸ ± ۱/۶۷	۸/۰۸ ± ۲/۹۶	۰/۲۹۳	۰/۴۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۵۷ ± ۵/۱۸	۱۹/۳۳ ± ۴/۸۶	۰/۸۲۳	۰/۰۴
	میانه فرکانس	۲/۰۸ ± ۰/۲۸	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۸۲	۰/۶۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۳۹*	۱/۳۷

*سطح معنی‌داری p<۰/۰۵

www.SID.ir

Archive of SID

بود (p= ۰/۰۳۶، d= ۰/۷۹). همچنین پهنای باند فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف‌پایی پنجم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود (p= ۰/۰۳۹، d= ۱/۳۷). میانه فرکانس در مولفه ی عمودی قسمت نتایج جدول ۴ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد میانی پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه فتن بدون کفی بود (p= ۰/۰۳۹، ۱/۳۷ =d). همچنین پهنای باند در مولفه ی عمودی قسمت میانی پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود (p= ۰/۰۳۹، d= ۱/۳۷).

بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن با و بدون استفاده از کفی بافت دار در مردان نابینا بود.

نتایج تحقیق نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۲/۳۱ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود. همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه ی عمودی استخوان کف پایی چهارم پا در افراد نابینا با کفی ۱۴/۴۳ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود. به علاوه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۵/۱۹ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود. در تبیین این یافته می توان این طور بیان کرد که کاهش محتوای فرکانسی مولفه ی عمودی نیروی عکس العمل زمین نشان-دهنده ی کاهش نوسانات در طی راه رفتن است (۲۵). تحقیقات نشان داده است که یکی از مواردی که باعث افزایش نوسانات در طی راه رفتن می شود نبود ادراک بینایی است (۳۵). به همین دلیل افراد نابینا به دلیل نداشتن ادراک بینایی دچار اختلال کنترل وضعیت بدن و افزایش احتمال سقوط در طی راه رفتن می‌شود (۳۶).

از آنجا که گیرنده ها عمقی در کنترل دائمی جابجایی ممتد مرکز فشار نقش دارند، گیرنده های کف پا مهمترین گیرنده های درگیر در ارزیابی سطح اتکا هستند (۳۷). کفی بافت دار به دلیل افزایش فشار به ناحیه کف پا توسط برآمادگی های موجود در آن تحریک حسی قوی تری را به گیرنده های عمقی وارد می کند و همچنین اطلاعات لمسی مناسبی در حالت عمودی درباره ی موقعیت بدن فراهم می کند و آگاهی بدن را افزایش می دهد (۳۸). کفی بافت دار باعث کاهش نوسانات طی حرکت می شود و یک مداخله مهم در جلوگیری از سقوط فراهم می کند (۳۸). در ارتباط با جذب و کاهش نیروهای عکس العمل زمین، قبل از تماس پا با زمین طی راه رفتن و دویدن نیروهای عکس‌العمل زمین دستخوش تغییر می شود. در بعضی از افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می دهند و یا آن را متوقف می کنند ولی بعضی از آنان اجازه می دهند زمین پای آن ها را متوقف کند. هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند (۳۷، ۳۶). به نظر می رسد یکی از دلایل اصلی در ارتباط نتایج تحقیق و اختلاف معنی داری را می توان مکانیزم مذکور دانست.

همچنین نتایج تحقیق نشان داد میانه فرکانس و پهنای باند در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی به ترتیب ۱۶/۵ و ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود. به علاوه پهنای باند فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پایی پنجم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود. همچنین میانه فرکانس و پهنای باند در مولفه ی عمودی قسمت میانی پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی به طور یکسان ۳۳ درصد کمتر از راه فتن بدون کفی بود. میانه فرکانس نیروهای عکس العمل زمین با اجزای نوسانی در سیستم عصبی حرکتی در طی راه رفتن همراه است (۲۸). تجزیه و تحلیل فرکانس حرکات تعیین کننده دامنه فرکانس های مربوط به تمام اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان ها، عضلات، اعصاب، بافت همبند است، که این عوامل برای انجام یک حرکت طبیعی در طی راه رفتن با هم در تعامل اند (۲۸). همچنین کاهش پهنای باند فرکانس‌های حرکتی، نشان دهندۀ کاهش نوسانات قدامی-خلفی طی حرکت در بیماران است (۲۸).

Lirani-Silva و همکاران (۳۹) نشان دادن استفاده از کفی بافت دار به مدت یک هفته در بیماران پارکینسون باعث افزایش حساسیت گیرنده های حسی کف پا و طول گام شده است (۳۹). به نظر می رسد استفاده از کفی بافت دار به دلیل افزایش اطلاعات حسی و گیرندهه ای عمقی (۳۸) باعث شده تا میانه فرکانس و پهنای باند در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی بافت دار اختلاف معنی داری را نشان دهد. همچنین از آنجایی که پرونیشن عقب پا در طی فاز اتکا راه رفتن و تماس اولیه پاشنه با زمین غالبا به عنوان یکی از

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۴: مقایسه مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی میانی پا و پاشنه با و بدون کفی

راستا	متغیر	با کفی میانگین± انحراف معیار	بدون کفی میانگین± انحراف معیار	p- مقدار	اندازه اثر
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۰۰ ± ۲/۹۵	۸/۲۵ ± ۳/۲۲	۰/۵۷۱	۰/۰۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۵۸ ± ۴/۳۹	۲۰/۰۰ ± ۴/۱۹	۰/۷۵۸	۰/۱۳
	میانه فرکانس	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۳۹*	۱/۳۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۰/۰۳۹*	۱/۳۷
پاشنه قسمت داخلی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۴۱ ± ۶/۹۰	۱۵/۰۰ ± ۷/۲۶	۰/۱۵۸	۰/۵۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۰۸ ± ۵/۳۶	۱۸/۹۱ ± ۴/۱۸	۰/۵۲۰	۰/۲۴
	میانه فرکانس	۲/۰۸ ± ۰/۲۸	۲/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۳۳۹	۰/۴۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۸ ± ۰/۲۸	۱/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۳۳۹	۰/۴۷
پاشنه قسمت خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۳۳ ± ۶/۱۶	۱۲/۶۶ ± ۴/۹۲	۰/۸۴۱	۰/۰۵
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۸۳ ± ۳/۹۹	۲۰/۹۱ ± ۲/۴۲	۰/۴۳۶	۰/۳۳
	میانه فرکانس	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۲/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۶۷۴	۰/۲۱
	پهنای باند فرکانس	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۲۵ ± ۰/۴۵	۰/۶۷۴	۰/۲۱

*سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$

اجزاء مکانیزم جذب ضربه عمل کننده در اندام تحتانی در نظر گرفته می شود (۴۰). این طور به نظر می رسد استفاده از کفی بافت دار به دلیل داشتن برآمدگی باعث کاهش پرونیشن پاشنه و در نتیجه کاهش جذب ضربه شده و نیروی برخوردی را افزایش داده است. از آنجای که سینتیک انقباضی آهسته دارای نوسانات کمتر و میانه فرکانس کمتری دارد (۲۸). استفاده از کفی بافت دار باعث کاهش نیروی انقباضی عضلات درگیر شده و در نتیجه میانه فرکانس و پهنای باند کاهش یافته است. با وجود این، مطالعه مشابه ی که به بررسی محتوای فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین در افراد نابینا طی مراحل مختلف پرداخته باشد، مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش ها میسر نیست.

پژوهش حاضر دارای محدودیت های بود که از آن جمله می توان عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر عدم ثبت هم زمان متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت های این پژوهش بود. همچنین در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن به صورت خود انتخابی بود.

به طور کلی هرچند در افراد نابینا استفاده از کفی و بدون کفی طی راه رفتن اختلاف معنی داری در سرعت نداشتند ولی استفاده از کفی باعث کاهش محتوای فرکانس نیروهای آسیب در افراد نابینا را به دنبال خواهد داشت. پیشنهاد می شود در تحقیقات آینده تاثیر استفاده از این کفی ها در بهبود تعادل و جلوگیری از افتادن در افراد نابینا بررسی شود.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از طرح خانم دکتر ماهرخ دهقانی می باشد که در کمیته اخلاق علوم پزشکی اردبیل با کد اخلاق IR.ARUMS. REC.1396.259 تثبیت شد. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد (۴۱). از تمامی آزمودنی های شرکت کننده که در تحقیق حاضر همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

منابع

1. Gasperetti B, Milford M, Blanchard D, Yang SP, et al. Dance Dance Revolution and EyeToy Kinetic modifications for youths with visual impairments. Journal of Physical Education, Recreation & Dance 2010;81(4):15-55.

2. Organization WH, editor Visual impairment and blindness- Fact Sheet N° 282. August 2014. Availableonlineat: http://www.who.int/media Centre/factsheets/fs282/en.

www.SID.ir

Archive of SID

3. Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. JNP 2004; 91(1): 410-423.

4. Mergner T, Schweigart G, Maurer C, Blümle A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. Experimental brain research 2005; 167(4): 535-556.

5. Mergner T. Modeling sensorimotor control of human upright stance. Progress in brain research 2007; 165: 283-97.

6. De Nunzio AM, Nardone A, Schieppati M. Head stabilization on a continuously oscillating platform: the effect of a proprioceptive disturbance on the balancing strategy. Experimental brain research 2005; 165(2): 261-72.

7. Paulus W, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. Brain 1984; 107(4): 1143-1163.

8. Singh NB, Taylor WR, Madigan ML, Nussbaum MA. The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs. Journal of Electromyography and Kinesiology 2012; 22(1): 131-136.

9. Kuramatsu Y, Muraki T, Oouchida Y, Sekiguchi Y, Izumi S-I. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. Gait & posture 2012; 36(1): 90-4.

10. Steiner H, Kertesz Z. Effect of therapeutic riding on Center of Gravity (COG) and Joint Angles parameters of blind children (A long-term study). IFAC Proceedings Volumes 2012; 45(18): 211-7.

11. Nakata H, Yabe K. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. Gait & posture 2001; 14(1): 36-43.

12. Sadeghi S, Mahdavinezhad R, Kamali A. Effectiveness of Core Stabilization Exercises on Balance and Gait speed of blind students. Sport Rehabilitation 2016; 4(7): 21-30. [Persian]

13. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. Medicine & Science in Sports & Exercise 2003; 35(10): 1710-1719.

14. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. Medicine and science in sports and exercise 1999; 31: 421-428.

15. Palluel E, Olivier I, Nougier V. The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly. Behavioral neuroscience 2009; 123(5): 1141.

16. Wilson ML, Rome K, Hodgson D, Ball P. Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. Gait & posture 2008; 27(1): 36-42.

17. Ahamadi BA, Ahamadi BS, Ghaeni S, Behpour N, Letafatkar A. Comparing the effect of mental, physical and mental-physical exercises on the balance capability of blind students 2013; 9(3): 415-423. [Persian]

18. Cook SD, Brinker MR, Poche M. Running shoes. Sports Medicine 1990; 10(1): 1-8.

19. Mechelen W van. Running injuriesA review of the epidemiological literature. Sport Medicine 1992; 14(5): 320- 335.

20. Syczewska M, Oberg T. Mechanical energy levels in respect to the center of mass of trunk segments during walking in healthy and stroke subjects. Gait & Posture 2001; 12(2): 131.

21. Giakas G. Power spectrum analysis and filtering. Innovative Analyses of Human Movement, Champaign, IL: Human Kinetics 2004: 124.

22. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. IEEE Transactions on biomedical engineering 1995; 42(3): 293-303.

23. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. Journal of biomechanics 1997; 30(8): 851-5.

24. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction

www.SID.ir

Archive of SID

forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics 2002; 17(8): 615-7.

25. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical biomechanics 2011; 26(2): 207-12.

26. G G. Power spectrum analysis and filtering. In: Stergiou N. Innovative analyses of human movement: Analytical tools for human movement research. Human Kinetics. Champaign, IL: Human Kinetics 2004: 223-58.

27. Eslami M, Khezri D, Hoseinnezhad M. The Effect of Two different Types of Shoes out Soles on the Frequency Content of the Ground Reaction Force Components. Studies in Sport Medicine 2015; 6(16): 33-44. [Persian]

28. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics 2012; 27(10): 1058-1063.

29. Aylar MF, Jafarnezhadgero AA, Esker FS. Sit-to-stand ground reaction force characteristics in blind and sighted female children. Gait & posture 2018; 62: 34-40. [Persian]

30. Jafarnezhadgero A, Dehghani M, Darvishani MA, Barghamadi M. Comparison of plantar pressure variables during walking with and without immediate use of textured insoles in blind subjects. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences and Health Services 2020; 42(1): 40-47. [Persian]

31. Amini M, Ghasemi G. Comparison of the Effect of Barreausol and Pilates Exercises on Quality of Life of Women with Chronic Low Back Pain. JPSR 2020; 9(1): 7-17. [Persian]

32. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. Gait & posture 2017; 55: 75-80.

33. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics 1983; 16(8): 591-601.

34. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin 1992; 112(1): 155.

35. Costa M, Priplata A, Lipsitz L, Wu Z, et al. Noise and poise: enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance–based therapy. EPL (Europhysics Letters) 2007; 77(6): 68008.

36. Lamoureux E, Gadgil S, Pesudovs K, Keeffe J, et al. The relationship between visual function, duration and main causes of vision loss and falls in older people with low vision. Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology 2010; 248(4): 527-33.

37. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. Neuroscience letters 2001; 302(1): 45-8.

38. Qiu F, Cole MH, Davids K, Hennig E, et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. Gait & posture 2012; 35(4): 630-635.

39. Lirani-Silva E, Vitório R, Barbieri FA, Orcioli-Silva D, et al. Continuous use of textured insole improve plantar sensation and stride length of people with Parkinson's disease: A pilot study. Gait & posture 2017; 58: 495-497.

40. Nester C, Van Der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & posture 2003; 17(2): 180-187.

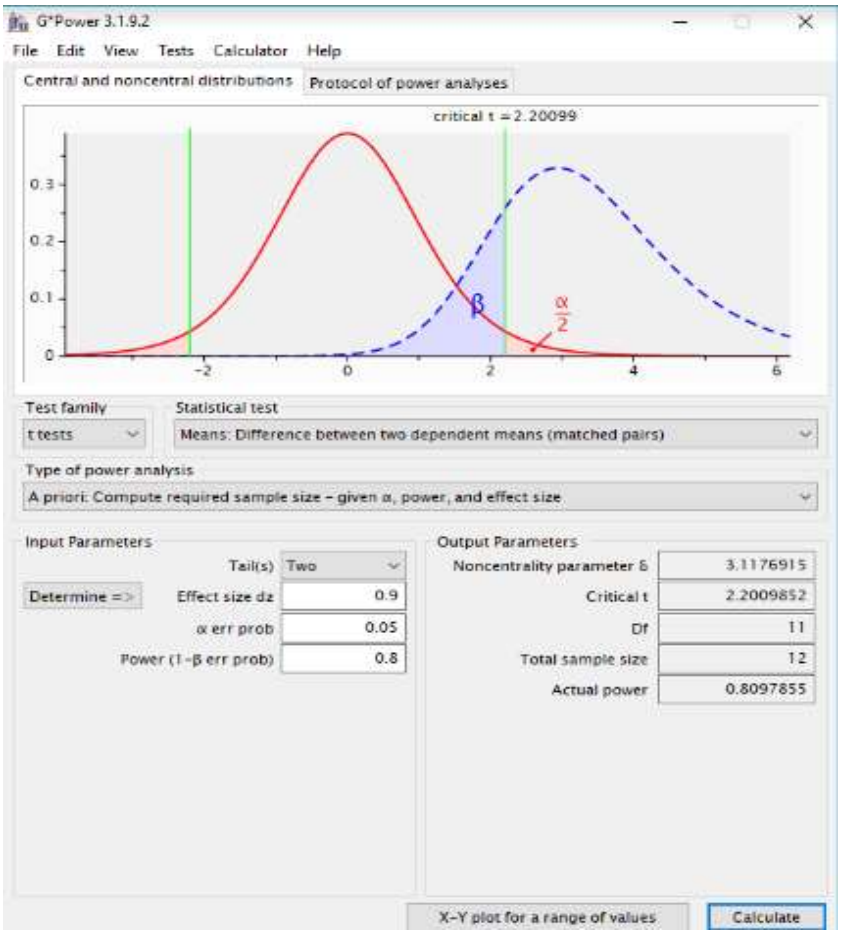
41. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. Bulletin of the World Health Organization 2001; 79(4): 373.

www.SID.ir

Archive of SID

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*POWER



www.SID.ir