

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

Abdollahpour Darvishani M¹, Jafarnezhadgero A.M², Dehghani M³

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 بافت دار در مردان نابینا

محمد عبدالله پور 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 می رود 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 رفتن با و بدون کفی در افراد نابینا بود.

روش بررسی: ۱۲ مرد نابینا (۴/۳۹ ± ۲۹/۶۶ سال) داوطلب شرکت در این مطالعه شدند. برای اندازه گیری 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 راه رفتن در افراد نابینا طی دو شرایط با و بدون کفی اختلاف معنی داری ندارد ($p>0.05$). فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۱۵/۱۹ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود ($p=0.039$). همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در قسمت استخوان کف پای سوم و چهارم طی شرایط استفاده از کفی بیشتر از شرایط بدون کفی بود ($p<0.05$). به علاوه، پهنای باند فرکانس در راستای عمودی در قسمت های استخوان های کف پای سوم طی شرایط استفاده از کفی کمتر از شرایط عدم استفاده از کفی بود ($p=0.039$).

نتیجه گیری: اگرچه در افراد نابینا استفاده از کفی طی راه رفتن اختلاف معنی داری در سرعت نداشتند ولی استفاده از کفی باعث کاهش میانه فرکانسی و پهنای باند فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن گردید.

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

نویسنده مسئول: محمد عبدالله 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 رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

مقدمه

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 می کند. بنابراین مکانیزم راه رفتن در این افراد دچار تغییرات زیادی می شود (۱۱، ۱۰). 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 می تواند بر عملکرد افراد نابینا طی راه رفتن موثر باشد استفاده از کفی های بافت دار است. محققان کفی های متفاوتی را پیشنهاد کردند تا عواملی از قبیل خستگی عضلانی و استرس های 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 کارایی 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 کم بینا طی راه رفتن از عملکرد تعادلی بهتری برخوردار هستند.

محققان دلایلی مختلفی برای ایجاد آسیب های اندام

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 (۳-۶). 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

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 می دهد (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 می گردد. بنابراین این می تواند استفاده از کفی های بافت دار را برای افراد نابینا توصیه نمود (۳۰).

با وجود این، هیچ یک از تحقیقات موجود به بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن با کفی و بدون کفی در افراد نابینا نپرداخته است. بنابراین فهم و درک ارتباط مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل 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 عکس العمل 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*Power 3.1 (Freeware 3.1.5 University of Dusseldorf, Dusseldorf,

تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروهای عکس العمل 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 عکس العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه برخورد کف پا فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می کنند (۲۴، ۱۴). دامنه فرکانس نیروی عکس العمل 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 عکس العمل 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 عکس العمل 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 عکس العمل زمین مقادیر فرکانس بالا یا پایین موجود در این داده ها را نشان می دهد (۲۴). در این روش، مؤلفه های نیروهای عکس-عمل زمین به صورت پیوسته و در حوزه فرکانس در کل مرحله اتکا بررسی می شود؛ در حالی که متغیرهای دیگر بیومکانیکی در یک نقطه از دوره راه رفتن بررسی می کنند (۲۶).

Sterigo و همکاران (۲۵) بیان کردند افزایش زمان اتکا باعث کاهش محتوای فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین می شود. پایین بودن محتوای فرکانسی نشان دهنده نوسانات آرام تر 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-عمل 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

نحوه تقسیم بندی نقاط کف پا توسط نرم افزار (آر، اس، اسکن) صورت می گیرد. سپس داده های نیروی عکس-عمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده های نیروی عکس-عمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

داده های طیف فرکانس نیروهای عکس-عمل 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-عمل 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 اندازه گیری می کند. 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 می شود، 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 می باشد.

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.

Germany) نشان داد که برای اندازه اثر برابر با ۰/۹، توان آماری برابر با ۰/۸ و سطح معنی داری 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 عکس-عمل 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 نمی گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می شد کوشش راه رفتن تکرار می شد. سپس داده های فشار کف پای 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 اندازه گیری شد.

رابطه (۲)

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

میانۀ 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 میانۀ 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 می باشد.

رابطه (۴)

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

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنايدر (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 شاخص های میانگین و انحراف معیار برای توصیف نمونه آماری استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمون آماری تی زوجی جهت مقایسه داده ها طی راه رفتن با و بدون کفی استفاده شد. تمام تحلیل ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۳۴):

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

یافته ها

۱۲ پسر نابینا با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب برابر $4/39 \pm 29/66$ سال، $11/22 \pm 170/58$ سانتی متر و $17/42 \pm 66/58$ کیلوگرم بود. میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در شرایط بدون کفی $126/14 \pm 90/38$ میلی ثانیه و میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در شرایط با کفی در افراد نابینا $180/85 \pm 90/16$ میلی ثانیه بود که از نظر آماری اختلاف معنی داری بین آن ها وجود ندارد ($p > 0/05$).

نتایج جدول ۱ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد فرکانس با توان $99/5$ درصد در مولفه های عمودی نیروی عکس العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی $15/19$ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود ($p = 0/039$ ، $d = 0/76$). تعداد هارمونی های ضروری، میانۀ فرکانس و پهنای باند فرکانس مولفه های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس العمل زمین در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی و بدون کفی اختلاف معناداری را نشان ندادند ($p > 0/05$). نتایج جدول ۲ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد هیچ یک از مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین در نواحی انگشتان پا (شامل فرکانس با توان $99/5$ درصد، تعداد هارمونی های ضروری، میانۀ فرکانس، پهنای باند فرکانس) در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی و بدون کفی اختلاف معناداری را نشان ندادند ($p > 0/05$).

نتایج جدول ۳ بر اساس آزمون تی همبسته نشان داد فرکانس با توان $99/5$ درصد در مولفه ی عمودی استخوان کف پای سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی $12/31$ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی بود ($p = 0/012$ ، $d = 0/81$). به علاوه میانۀ فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پای سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی $16/5$ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود ($d = 1/37$ ، $p = 0/039$). همچنین پهنای باند فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پای سوم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی 33 درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود ($d = 1/37$ ، $p = 0/039$). فرکانس با توان $99/5$ درصد در مولفه ی عمودی استخوان کف پای چهارم پا در افراد نابینا با کفی $14/43$ درصد بیشتر از راه رفتن بدون کفی

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

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

*سطح معنی‌داری $p < 0.05$

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

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

*سطح معنی‌داری $p < 0.05$

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

اندازه اثر	p- مقدار	بدون کفی میانگین ± انحراف معیار	با کفی میانگین ± انحراف معیار	متغیر	راستا
۰/۳۷	۰/۴۳۳	۸/۹۱ ± ۲/۲۳	۹/۵۸ ± ۱/۳۱	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای اول
۰/۲۵	۰/۵۸۱	۲۰/۰۰ ± ۳/۸۳	۱۹/۰۰ ± ۳/۹۰	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۱۶	۰/۶۷۴	۲/۴۱ ± ۰/۵۱	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	میانه فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	پهنای باند فرکانس	
۰/۱۲	۰/۷۱۳	۹/۳۳ ± ۱/۳۰	۹/۱۶ ± ۱/۳۳	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای دوم
۰/۰۸	۰/۸۴۷	۲۰/۵۸ ± ۳/۶۷	۲۰/۲۵ ± ۴/۴۱	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	میانه فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	۱/۱۶ ± ۰/۳۸	پهنای باند فرکانس	
۰/۸۱	۰/۰۱۳*	۸/۳۳ ± ۱/۳۰	۹/۵۰ ± ۱/۵۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای سوم
۰/۰۵	۰/۹۰۴	۲۰/۰۰ ± ۴/۸۸	۲۰/۲۵ ± ۵/۰۸	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۱/۳۷	۰/۰۳۹*	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	میانه فرکانس	
۱/۳۷	۰/۰۳۹*	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۷۹	۰/۰۳۶*	۷/۴۱ ± ۱/۶۷	۸/۶۶ ± ۱/۴۹	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای چهارم
۰/۴۰	۰/۳۱۳	۲۰/۵۷ ± ۳/۵۴	۱۹/۰۰ ± ۴/۲۸	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۲۱	۰/۵۸۶	۲/۲۵ ± ۰/۴۵	۲/۱۶ ± ۰/۳۸	میانه فرکانس	
۰/۴۷	۰/۳۳۹	۱/۲۵ ± ۰/۴۵	۱/۰۸ ± ۰/۲۸	پهنای باند فرکانس	
۰/۴۳	۰/۲۹۳	۸/۰۸ ± ۲/۹۶	۹/۰۸ ± ۱/۶۷	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای پنجم
۰/۰۴	۰/۸۲۳	۱۹/۳۳ ± ۴/۸۶	۱۹/۵۷ ± ۵/۱۸	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۶۵	۰/۰۸۲	۲/۳۳ ± ۰/۴۹	۲/۰۸ ± ۰/۲۸	میانه فرکانس	
۱/۳۷	۰/۰۳۹*	۱/۳۳ ± ۰/۴۹	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

*سطح معنی‌داری $p < 0.05$

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 دوییدن نیروهای عکس العمل 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 (۳۶، ۳۷). 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 مولفه ی عمودی استخوان کف پای 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 پای 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 رفتن بدون کفی بود. میانه فرکانس 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 فرکانس های حرکتی، نشان دهنده 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 گیرنده 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 غالباً به عنوان یکی از

بود ($d=0.79, p=0.036$). همچنین پهنای باند فرکانس در مولفه ی عمودی استخوان کف پای پنجم پا در افراد نابینا طی راه رفتن با کفی ۳۳ درصد کمتر از راه رفتن بدون کفی بود ($d=1.37, p=0.039$). 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 رفتن بدون کفی بود ($d=1.37, p=0.039$). 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 ($d=1.37, p=0.039$).

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 پای 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 پای 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 عکس العمل 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 می شود (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 برآمدگی 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

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

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

*سطح معنی داری $p < 0.05$

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 بخش های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد (۴۱). از تمامی آزمودنی های شرکت کننده که در تحقیق حاضر همکاری نمودند، سپاسگزاری می گردد.

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>.

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 میان فرکانس کمتری دارد (۲۸). استفاده از کفی بافت دار باعث کاهش نیروی انقباضی عضلات درگیر شده و در نتیجه میان فرکانس و پهنای باند کاهش یافته است. با وجود این، مطالعه مشابهی 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

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 injuries A 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

- 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, Vitória 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.

پیوست ۱ خروجی نرم افزار G*POWER

