



Influence of Sport Shoe Ageing on Frequency Domain of Lower Limb Muscles in Individuals with Genu varum and Healthy Group during Walking

Amir Ali Jafarnezhadgero ^{1,*}, Seyedeh Maryam Anvari ², Aydin Valizadeh Orang ³

¹ Assistant Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

² MSc Student of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

³ Assistant Professor of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

* **Corresponding author:** Amir Ali Jafarnezhadgero, Assistant Professor in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 06 Sep 2019

Accepted: 21 Dec 2019

Abstract

Introduction: This study aimed to investigate the influence of sports shoe aging on the frequency domain of selected lower limb muscles in healthy individuals and those with genu varus during walking.

Methods: This study is a clinical trial. Fifteen girls with genu varus and fifteen healthy individuals were volunteered to participate in this study. Data were collected under two specific test conditions, including walking in new and worn shoes. The long time of the shoes was six months. A surface electromyography system recorded muscular electrical activity. Two way ANOVA with Repeated measures test was used for data analysis. A significant level was set at $P < 0.05$.

Results: Finding demonstrated that shoe has a significant main effect on frequency content for vastus medialis during stance phase ($P = 0.04$), for tibialis anterior during loading response ($P = 0.01$) and push off aspects ($P = 0.002$), and for medial gastrocnemius during push-off phase ($P = 0.003$). Moreover, the group has a significant main effect on frequency content for tibialis anterior during stance ($P = 0.04$) and swing phases ($P = 0.04$).

Conclusions: It sounds that shoe aging changed the frequency content of lower limb muscles in both healthy and genu varus groups. In some cases, this altered frequency content could be associated with the occurrence of injury.

Keywords: Electromyography, Walking, Genu varum, Muscles, Shoes



اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن در افراد سالم و دارای ژنووآروم

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، سیده مریم انواری^۲، آیدین ولیزاده اورنج^۳

^۱ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

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

* نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۹/۳۰

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۰۶/۱۵

چکیده

مقدمه: هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس منتخبی از عضلات اندام تحتانی در افراد سالم و ژنووآروم طی راه رفتن بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی می باشد. ۱۵ دختر دارای ژنووآروم و ۱۵ نفر فرد سالم داوطلب شرکت در این پژوهش شدند. داده ها تحت دو شرایط ویژه شامل راه رفتن با کفش نو و کفش کارکرده جمع آوری شد. مدت استفاده از کفش شش ماه بود. فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرام سطحی ثبت گردید. آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه گیری های مکرر جهت تجزیه و تحلیل آماری داده ها مورد استفاده قرار گرفت. سطح معنی داری $P < 0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته ها: یافته ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله های پهن داخلی در فاز اتکا ($P = 0/04$)، درشت ننی قدامی در زیرفاز پاسخ بارگیری ($P = 0/01$) و هل دادن ($P = 0/002$)، و دوقلوی داخلی در زیرفاز هل دادن ($P = 0/003$) دارد. به علاوه اثر گروه بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضلات درشت ننی قدامی در فازهای اتکا ($P = 0/04$) و نوسان ($P = 0/04$) معنادار می باشد.

نتیجه گیری: به نظر می رسد افزایش طول عمر کفش، طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی را در هر دو گروه سالم و گروه دارای ژنووآروم دچار تغییر می نماید. در برخی موارد این تغییر فرکانس عضلات ممکن است با افزایش احتمال آسیب همراه باشد.

کلیدواژه ها: الکترومایوگرافی، راه رفتن، ژنووآروم، عضلات، کفش

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

باشد. فرد مبتلا بر روی لبه خارجی پا راه می رود و استخوان درشت ننی با پیچش داخلی همراه است [۵]. در حالت ایستادن طبیعی، در صفحه فرونتال، خط مرکز ثقل یا محور مکانیکی اندام تحتانی از میان مرکز مفصل زانو می گذرد، به طوریکه وزن بین قسمت داخلی و خارجی زانو تقریباً به طور مساوی تقسیم می شود. ناهنجاری ژنووآروم باعث تغییر مسیر اعمال نیروها بر زانو می شود [۶]، به طوریکه خط کشش ثقل به سمت داخل زانو جابه جا می شود و نیروهای فشاری در قسمت داخلی زانو افزایش می یابد، به صورتی که نیروی عکس العمل در این بخش

راه رفتن از اجزای جدایی ناپذیر زندگی انسان می باشد که به افراد اجازه عملکرد در محیط و انجام فعالیت های بدنی در زندگی روزمره را می دهد. اهمیت جابه جایی به لحاظ روانی اغلب نشانه تسلط است که فعالیت های اجتماعی و شرکت در فعالیت های تفریحی را آسان کرده [۱، ۲] و یک عامل مهم در انعکاس ارزیابی و رشد کیفیت زندگی و سلامتی افراد است [۳، ۱].

ژنووآروم یکی از ناهنجاری های اندام تحتانی می باشد [۴]. ناهنجاری ژنووآروم با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه رفتن همراه می

انتخاب شدند. میانگین و انحراف استاندارد سن، جرم، قد و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در گروه دارای ژنواروم به ترتیب: $23/13 \pm 2/89$ سال، $55/16 \pm 7/70$ کیلوگرم، $163/23 \pm 5/45$ سانتیمتر، $20/65 \pm 2/47$ کیلوگرم بر مترمربع و میانگین و انحراف استاندارد سن، جرم، قد و شاخص توده بدنی آزمودنی‌های سالم به ترتیب برابر $24/26 \pm 3/51$ سال، $59/28 \pm 10/58$ کیلوگرم، $159/82 \pm 4/53$ سانتیمتر و $23/20 \pm 3/90$ کیلوگرم بر مترمربع بود. آزمودنی‌های دو گروه پژوهش از نظر میانگین ویژگی‌های فردی یکسان بوده و اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. با هماهنگی‌های صورت گرفته با دانشگاه، آزمودنی‌ها به مرکز سلامت دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی دعوت شدند. آزمودنی‌ها از بین خانم‌های فعالی که تجربه حداقل یک سال تمرین تفریحی نظیر پیاده روی و دو داشتند انتخاب شدند. از روش اندازه‌گیری فاصله دو کندیل داخلی ران جهت تشخیص افراد دارای ژنواروم استفاده شد. به همین جهت از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه به صورت کاملاً راحت در وضعیت ایستاده قرار بگیرد و در این حالت فاصله بین دو کندیل داخلی ران با استفاده از کولیس (ساخت کشور چین) اندازه‌گیری شد [22]. فاصله بیش از 3 سانتیمتر بین کندیل‌های داخلی ران در این وضعیت به عنوان ژنواروم در نظر گرفته شد [5]. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه جراحی اندام تحتانی، سابقه شکستگی اندام تحتانی و مشکلات عصبی-عضلانی بود. در این مطالعه پای راست آزمودنی‌ها (پای برتر) که توسط آزمون شوت توپ مشخص می‌شد، مورد مطالعه قرار گرفت [23]. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [24]. پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در علوم پزشکی استان اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.135 مورد تأیید قرار گرفت. همچنین طرح پژوهش حاضر در سامانه ثبت کارآزمایی بالینی ایران با شماره IRCT20170806035517N3 ثبت گردید.

به منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی از دستگاه الکترومایوگرام (Biometric Ltd, Nine Mile Point Ind Est, Newport, UK) استفاده شد. پیش از روند الکتروگذاری، موهای زائد تراشیده و پوست با الکل و پنبه طبی تمیز شد. از ژل روان‌کننده جهت کاهش مقاومت الکتریکی پوست استفاده گردید. محل قرارگیری الکترودهای سطحی جهت ثبت سیگنال‌های الکتریکی بر روی عضلات منتخب (درشت‌ننی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسرانی، نیم‌وتری، راست‌رانی و سرینی‌میانی) بر اساس پروتکل SENIAM و به شرح ذیل بود. عضله درشت ننی قدامی: در محل یک سوم بالایی خطی که از سر فوقانی استخوان نازک نی و بخش میانی قوزک داخلی مچ پا می‌گذرد. عضله دوقلو داخلی: بر روی حجیم‌ترین بخش عضله و در راستای ساق پا. عضله پهن داخلی: در محل 80 درصدی دیستال خط بین خار خارصه قدامی فوقانی و محل اتصال تاندون کشکی به کشکک. عضله پهن خارجی: در محل دو سوم دیستال خطی که از خار خارصه قدامی فوقانی و بخش خارجی استخوان کشکک می‌گذرد. عضله دوسرانی: در محل 50 درصدی خطی که از برجستگی ورکی و اپی‌کندیل داخلی استخوان درشت‌ننی می‌گذرد. عضله راست‌رانی: در محل 50 درصدی خطی که از خار

حدود 3/5 برابر قسمت خارجی می‌شود [7، 8]. این اختلاف ممکن است نابرابری تحمل وزن را افزایش دهد و سبب ناپایداری پاسچر شود [9]. تحقیقات نشان می‌دهند که ژنواروم از یک سو باعث از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی درشت‌ننی شده و از سوی دیگر زمینه‌ساز بروز استئوآرتریت می‌باشد [10]. برخی از مطالعات ناهنجاری ژنواروم را به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی کشگی و به عنوان یک عامل پیش‌بینی کننده در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی خلفی ذکر کرده‌اند [10، 11]. در افراد مبتلا به ژنواروم زاویه ابداعشن زانو، اورژن مچ پا [12، 13] و اوج زاویه چرخش داخلی زانو [14] دچار افزایش می‌شوند. همچنین گشتاورهای اداکتوری خارجی زانو [13]، نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی [13، 1] و گشتاور چرخش خارجی در طول مرحله اتکا در راه رفتن نسبت به گروه سالم افزایش می‌یابند [14، 15].

یکی از کاربردهای تجزیه و تحلیل طیف فرکانس عضلات برای موارد تحقیقی و بالینی در خستگی عضلانی است. خستگی عضلانی کاهش در حداکثر ظرفیت تولید نیرو توسط عضله است که در اثر ورزش یا فعالیت‌های بدنی رخ می‌دهد [16] که با گرفتگی عضلات، سفتی و درد همراه است [17]. از دیگر علائم خستگی عضلانی می‌توان به کاهش ظرفیت تولید نیرو و کاهش سرعت هدایت عضله اشاره کرد [17]. خستگی یکی از موارد مورد بحث در مطالعات بیومکانیکی می‌باشد چرا که ضعیف شدن عضله در اثر خستگی، آن را برای آسیب دیدگی به دنبال افزایش شدت فعالیت یا اعمال یک نیروی ناگهانی، مستعد می‌کند [18].

کفش ورزشی از جمله موارد مهمی است که متغیرهای بیومکانیکی را طی راه رفتن و دویدن تحت تأثیر خود قرار می‌دهد چرا که کفش اولین رابط بین ساختارهای بدن و سطح زمین می‌باشد [19]. کاهش مقادیر نیروی عکس‌العمل به منظور کاهش خطرات ایجاد و توسعه آسیب استرس فراکچر یکی از اهداف سازندگان کفش‌های ورزشی بوده است [20]. در مطالعاتی گزارش شد که پوشیدن کفش با عمر کمتر از 3 ماه با میزان کمتر آسیب در ارتباط می‌باشد و پوشیدن کفش با عمر 4 تا 6 ماه برای زنان به عنوان یک عامل خطرزا شناخته شده است [21]. از آنجایی که اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت انتقالی راه رفتن در افراد دارای ژنواروم مورد مطالعه قرار نگرفته بود، در این مطالعه به بررسی اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی راه رفتن در افراد سالم و دارای ژنواروم خواهیم پرداخت.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی می‌باشد. دانشجویان دختر دانشگاه محقق اردبیلی جامعه آماری پژوهش حاضر را تشکیل می‌دادند. از نرم افزار جی پاور جهت برآورد حجم نمونه استفاده شد. در این نرم افزار سطح معناداری یا خطای نوع اول 0/05، خطای نوع دوم 0/2 و اندازه اثر 0/8 در نظر گرفته شد. نتایج اتخاذ شده از نرم افزار نشان دادند که تعداد 30 نفر آزمودنی برای مطالعه اثر تعاملی کفش و گروه کافی خواهد بود. نمونه آماری پژوهش حاضر 15 نفر دارای ژنواروم و 15 نفر فرد سالم بود که با استفاده از روش نمونه‌گیری دردسترس



تصویر ۱: بالا: کفش نو، پایین: کفش کارکرده

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر در ارتباط با عضله درشت‌نهی قدامی نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس این عضله در زیرفاز پاسخ بارگیری طی راه‌رفتن دارد (مجذور $t=0.194$; $P=0.015$). همچنین یافته‌ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت‌نهی قدامی در زیرفاز هل دادن نیز دارد (مجذور $t=0.290$; $P=0.002$). نتایج تست تعقیبی حاکی از این بودند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت‌نهی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه سالم ($P=0.043$; $d=0.059$) و گروه دارای ژنووآروم ($P=0.023$; $d=0.074$) به هنگام استفاده از کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌طور معناداری به‌ترتیب در حدود ۱۱ و ۱۴ هرتز دچار کاهش شده است (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در زیرفاز هل دادن دارد (مجذور $t=0.271$; $P=0.003$). نتایج تست تعقیبی نیز نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو گروه سالم ($P=0.033$; $d=0.047$) و دارای ژنووآروم ($P=0.045$; $d=0.027$) در شرایط راه‌رفتن با کفش کارکرده طی زیرفاز هل دادن نسبت به شرایط استفاده از کفش نو به‌ترتیب در حدود ۱۱ و ۹ هرتز کاهش یافته است (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر مربوط به عضله پهن داخلی نشان دادند که اثر عامل کفش (مجذور $t=0.144$; $P=0.038$) و اثر تعاملی کفش و گروه (مجذور $t=0.165$; $P=0.026$) بر میزان فرکانس فعالیت این عضله در زیرفاز پاسخ‌بارگیری طی راه‌رفتن معنادار می‌باشد. به‌علاوه نتایج تست تعقیبی نشان دادند که در گروه سالم میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی زیرفاز پاسخ بارگیری در هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده نسبت به کفش نو حدود ۱۵ هرتز کاهش یافته است ($P=0.009$; $d=0.075$). یافته‌ها حاکی از

خاصه قدامی فوقانی و بخش فوقانی کشکک می‌گذرد. سربینی‌مییانی: در محل ۵۰ درصدی خطی که از تاج خاصه و تروکانتر بزرگ استخوان ران می‌گذرد [۲۵]. فاصله مرکز تا مرکز الکتروود برابر ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند. از برنامه Biometrics DataLITE برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد، همچنین داده‌ها به وسیله فیلتر میان‌گذر ۵۰-۱۰۰ هرتز فیلتر شدند.

آزمودنی‌ها به منظور آشنایی با مراحل آزمایش چندین بار مسیر راه رفتن را به طور آزمایشی طی کردند. به منظور ثبت فعالیت‌های الکترومایوگرافی عضلات، هر آزمودنی مسیر راه رفتن که در وسط آن دستگاه صفحه نیرو برتک (ساخت کشور آمریکا) تعبیه شده بود با سرعت خودانتخابی به صورت سه کوشش صحیح طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتند. مدت زمان استفاده از کفش‌ها در هر گروه برابر ۶ ماه بود. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود تا حداقل ۶ ساعت طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی خود از این کفش‌ها استفاده نمایند. از طریق تماس تلفنی با آزمودنی‌ها میزان استفاده آن‌ها از کفش‌ها کنترل شده و در صورت لزوم از آن‌ها خواسته می‌شد زمان بیشتری را با کفش‌ها به فعالیت بپردازند. کفش مورد استفاده در این پژوهش از نوع کفش ورزشی برند Adidas مدل Climacool بود (تصویر ۱). اندازه کفش برای هر آزمودنی متناسب با ابعاد پای وی بود.

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک بررسی و مورد تأیید قرار گرفت. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر انجام شد. تمامی تحلیل‌ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار (SPSS) نسخه ۲۳ انجام شد. مقادیر مجذور اتا به عنوان مقادیر اندازه اثر در آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری تکراری مورد استفاده قرار گرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) در آزمون تعقیبی از رابطه زیر استفاده شد [۲۶]:

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

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه بر میزان فرکانس عضله درشت‌نهی قدامی طی فاز اتکا معنادار می‌باشد (مجذور $t=0.134$; $P=0.047$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس عضله درشت‌نهی قدامی در گروه سالم طی فاز اتکای راه‌رفتن هنگام استفاده از کفش کارکرده به‌طور معناداری در حدود ۸ هرتز کمتر از شرایط استفاده از کفش نو می‌باشد ($P=0.016$; $d=0.029$) (جدول ۲). همچنین عامل کفش اثر معناداری بر میزان فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز اتکا دارد (مجذور $t=0.133$; $P=0.048$). اثر تعاملی کفش و گروه بر میزان فرکانس عضله راست رانی طی فاز اتکا معنادار بود (مجذور $t=0.287$; $P=0.002$). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان طیف فرکانس عضله راست رانی در گروه سالم طی فاز اتکا هنگام استفاده از کفش کارکرده به‌طور معناداری در حدود ۱۲ هرتز بیشتر از شرایط استفاده از کفش نو می‌باشد ($d=0.051$; $P=0.007$). به‌علاوه، یافته‌ها نشان داد که اثر گروه بر میزان فرکانس فعالیت عضله درشت‌نهی قدامی طی فاز نوسان معنادار می‌باشد (مجذور $t=0.135$; $P=0.046$) (جدول ۱).

این بودند که عامل گروه اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب طی راه رفتن دارا می باشد (مجذور $\Delta=0/152$ ؛ $P=0/033$) (جدول ۳). یافته‌ها نشان دادند که عامل کفش به‌طور معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی زیرفاز پاسخ بارگیری دارد (مجذور

اتا $=0/143$ ؛ $P=0/039$). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در گروه دارای ژنووآروم طی زیرفاز شتاب گیری به‌طور معناداری در حدود ۱۴ هرتز هنگام راه رفتن با کفش کارکرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است ($d=0/055$ ؛ $P=0/033$) (جدول ۲).

جدول ۱: نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر برای طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی در فازهای اتکا و نوسان طی دو شرایط راه رفتن با کفش‌های نو و کارکرده (انحراف استاندارد $\pm$ میانگین) ($n=30$)

فاز	گروه سالم	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری	گروه پائینتری
کفش نو	کفش کارکرده	$\Delta(\%)$	کفش نو	کفش کارکرده	$\Delta(\%)$	کفش نو	کفش کارکرده	$\Delta(\%)$	کفش نو	کفش کارکرده
اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا	اتکا
درشت‌نشی قدامی	۹۹/۳±۲۵/۶	۹۱/۸±۲۴/۷	-۷/۵	۷۹/۴±۱۵/۵	۷۹/۱±۲۳/۳	-۰/۴	۰/۱۵(۰/۰۷)	*۰/۰۴(۰/۱۳)	۰/۱۸(۰/۰۶)	۰/۱۸(۰/۰۶)
دوقلو داخلی	۸۷/۴±۱۸/۰	۸۷/۷±۱۷/۳	۰/۳	۱۰۰/۰±۲۸/۲	۹۶/۸±۲۳/۶	-۳/۲	۰/۵۹(۰/۰۱)	۰/۱۶(۰/۰۶)	۰/۵۲(۰/۰۱)	۰/۵۲(۰/۰۱)
پهن داخلی	۵۰/۱±۲۲/۰	۵۴/۸±۱۹/۸	۹/۳	۴۶/۶±۱۳/۵	۵۱/۶±۱۸/۱	۱۰/۷	*۰/۰۴(۰/۱۳)	۰/۵۹(۰/۰۱)	۰/۹۴(۰/۰۰)	۰/۹۴(۰/۰۰)
پهن خارجی	۶۱/۶±۱۶/۷	۶۲/۱±۱۴/۵	۰/۸	۶۷/۹±۱۸/۰	۶۸/۶±۱۵/۷	۱/۰	۰/۷۸(۰/۰۰)	۰/۲۶(۰/۰۴)	۰/۹۷(۰/۰۰)	۰/۹۷(۰/۰۰)
دوسر رانی	۶۵/۳±۲۳/۰	۶۱/۹±۱۸/۲	-۵/۲	۶۲/۲±۲۲/۷	۶۵/۹±۱۹/۵	۵/۹	۰/۹۵(۰/۰۰)	۰/۹۵(۰/۰۰)	۰/۳۱(۰/۰۳)	۰/۳۱(۰/۰۳)
نیم‌وتری	۶۷/۳±۲۲/۵	۶۷/۹±۱۵/۴	-۳/۵	۶۷/۳±۲۱/۵	۶۶/۳±۱۶/۸	۲/۰	۰/۸۷(۰/۰۰)	۰/۹۶(۰/۰۰)	۰/۵۳(۰/۰۱)	۰/۵۳(۰/۰۱)
راسترانی	۵۴/۱±۲۶/۱	۶۶/۷±۲۲/۷	۲۳/۲	۶۵/۳±۲۱/۳	۵۷/۸±۲۷/۵	-۱۱/۴	۰/۴۰(۰/۰۲)	۰/۸۹(۰/۰۰)	*۰/۰۰(۰/۲۸)	*۰/۰۰(۰/۲۸)
سرینی میانی	۶۰/۹±۱۷/۰	۵۴/۵±۱۸/۹	-۱۰/۵	۵۰/۹±۲۱/۸	۵۵/۹±۲۰/۷	۹/۸	۰/۸۳(۰/۰۰)	۰/۵۰(۰/۰۱)	۰/۱۰(۰/۰۹)	۰/۱۰(۰/۰۹)
نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان	نوسان
درشت‌نشی قدامی	۸۳/۴±۱۷/۰	۸۶/۹±۲۰/۴	۴/۲	۷۳/۸±۱۳/۲	۷۲/۷±۱۲/۲	-۱/۴	۰/۴۵(۰/۰۲)	*۰/۰۴(۰/۱۳)	۰/۱۵(۰/۰۷)	۰/۱۵(۰/۰۷)
دوقلو داخلی	۱۰۵/۹±۲۶/۴	۱۱۳/۱±۲۱/۰	۶/۸	۱۰۱/۲±۳۷/۸	۱۱۳/۶±۲۳/۲	۱۲/۲	۰/۰۶(۰/۱۱)	۰/۸۳(۰/۰۰)	۰/۶۱(۰/۰۰)	۰/۶۱(۰/۰۰)
پهن داخلی	۴۵/۶±۱۰/۱	۴۹/۳±۱۳/۲	۸/۱	۴۲/۲±۱۷/۲	۴۴/۷±۱۰/۹	۵/۹	۰/۲۱(۰/۰۵)	۰/۳۴(۰/۰۳)	۰/۷۹(۰/۰۰)	۰/۷۹(۰/۰۰)
پهن خارجی	۵۴/۱±۱۲/۲	۵۷/۹±۱۱/۷	۷/۰	۶۰/۱±۱۸/۸	۵۷/۸±۱۳/۷	-۳/۸	۰/۷۵(۰/۰۰)	۰/۵۳(۰/۰۱)	۰/۲۱(۰/۰۵)	۰/۲۱(۰/۰۵)
دوسر رانی	۶۹/۹±۱۵/۷	۷۲/۶±۱۶/۰	۳/۸	۶۹/۶±۲۰/۹	۷۱/۰±۱۸/۰	۲/۰	۰/۴۷(۰/۰۱)	۰/۸۷(۰/۰۰)	۰/۸۲(۰/۰۰)	۰/۸۲(۰/۰۰)
نیم‌وتری	۷۸/۴±۲۴/۰	۱۷۶/۵±۲۱/۱	-۲/۴	۷۶/۹±۱۷/۸	۷۵/۴±۱۸/۱	-۱/۹	۰/۴۵(۰/۰۲)	۰/۸۵(۰/۰۰)	۰/۹۱(۰/۰۰)	۰/۹۱(۰/۰۰)
راسترانی	۵۳/۱±۱۱/۵	۵۶/۵±۱۵/۸	۶/۴	۵۲/۶±۱۳/۵	۵۰/۰±۱۲/۷	-۴/۹	۰/۸۸(۰/۰۰)	۰/۳۹(۰/۰۲)	۰/۲۹(۰/۰۳)	۰/۲۹(۰/۰۳)
سرینی میانی	۶۴/۰±۱۵/۷	۶۱/۰±۱۴/۳	-۴/۶	۵۳/۴±۱۹/۷	۵۵/۰±۱۷/۰	۳/۰	۰/۷۹(۰/۰۰)	۰/۱۴(۰/۰۷)	۰/۴۱(۰/۰۲)	۰/۴۱(۰/۰۲)

مقادیر داخل جدول به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار بیان شده‌اند.

نتایج آزمون تعقیبی در ارتباط با عضله دوسر رانی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت این عضله در گروه سالم طی زیر فاز پاسخ بارگیری ($d=0/08$ ؛ $P=0/008$) و در گروه دارای ژنووآروم طی زیر فاز هل دادن ($d=0/051$ ؛ $P=0/034$) هنگام اجرای تکلیف با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌طور معناداری در حدود ۱۸ هرتز کاهش یافته است (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در زیرفاز پاسخ بارگیری دارد (مجذور $\Delta=0/149$ ؛ $P=0/035$). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی مربوط به این عضله نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در گروه سالم طی زیرفاز پاسخ بارگیری هنگام راه رفتن با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌صورت معناداری در حدود ۱۵ هرتز با کاهش روبرو بود ($d=0/063$ ؛ $P=0/026$) (جدول ۳). اثر عامل کفش در میزان فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی طی زیرفاز شتاب گیری معنادار می‌باشد (مجذور $\Delta=0/137$ ؛ $P=0/044$) (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر در ارتباط با عضله درشت‌نشی قدامی نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر

میزان فعالیت این عضله در زیرفاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن دارد (مجذور $\Delta=0/194$ ؛ $P=0/015$). همچنین یافته‌ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت‌نشی قدامی در زیرفاز هل دادن نیز دارد (مجذور $\Delta=0/290$ ؛ $P=0/002$). نتایج تست تعقیبی حاکی از این بودند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نشی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه سالم ($d=0/059$ ؛ $P=0/043$) و گروه دارای ژنووآروم ($d=0/074$ ؛ $P=0/023$) به‌هنگام استفاده از کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌طور معناداری به‌ترتیب در حدود ۱۱ و ۱۴ هرتز دچار کاهش شده است (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله دوقلو داخلی در زیرفاز هل دادن دارد (مجذور $\Delta=0/271$ ؛ $P=0/003$). نتایج تست تعقیبی نیز نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلو داخلی در هر دو گروه سالم ($d=0/047$ ؛ $P=0/033$) و دارای ژنووآروم ($d=0/027$ ؛ $P=0/045$) در شرایط راه رفتن با کفش کارکرده طی زیرفاز هل دادن نسبت به شرایط استفاده از کفش نو به‌ترتیب در حدود ۱۱ و ۹ هرتز کاهش یافته‌است (جدول ۲).

جدول ۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر برای طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی در زیرفازهای پاسخ‌بارگیری، میانه اتکا، هل دادن، شتاب گیری و کاهش شتاب طی دو شرایط راه رفتن با کفش‌های کارکرده و نو (انحراف استاندارد $\pm$ میانگین) ($n=30$)

عضله	گروه سالم	گروه پیرانتنزی	اثر کفش	اثر گروه	گروه*کفش
کفش نو	کفش کارکرده	$\Delta(\%)$	کفش نو	کفش کارکرده	$\Delta(\%)$
درشت‌نئی قدامی					
پاسخ‌بارگیری	۱۳۱/۲ $\pm$ ۳۵/۵	۱۱۷/۵ $\pm$ ۲۶/۵	-۱۰/۴	۱۱۵/۲ $\pm$ ۲۹/۳	۱۰۴/۴ $\pm$ ۲۹/۳
میانه اتکا	۱۰۱/۹ $\pm$ ۲۴/۳	۹۷/۱ $\pm$ ۲۳/۵	-۴/۷	۸۵/۴ $\pm$ ۱۴/۲	۸۴/۳ $\pm$ ۲۶/۴
هل دادن	۱۰۸/۸ $\pm$ ۱۹/۵	۹۷/۵ $\pm$ ۱۸/۴	-۳/۱۰	۹۲/۷ $\pm$ ۱۶/۹	۹۰/۶ $\pm$ ۱۶/۹
شتاب‌گیری	۸۷/۳ $\pm$ ۱۴/۹	۸۴/۵ $\pm$ ۱۶/۶	-۳/۲	۷۸/۶ $\pm$ ۱۷/۹	۷۸/۶ $\pm$ ۱۷/۹
کاهش شتاب	۹۸/۵ $\pm$ ۱۸/۵	۹۹/۲ $\pm$ ۲۰/۵	۰/۷	۹۰/۹ $\pm$ ۲۱/۷	۸۹/۱ $\pm$ ۲۱/۴
دوقلو داخلی					
پاسخ‌بارگیری	۱۲۵/۸ $\pm$ ۲۷/۸	۱۱۷/۷ $\pm$ ۱۹/۵	-۶/۴	۱۲۴/۹ $\pm$ ۱۹/۲	۱۱۶/۷ $\pm$ ۱۴/۲
میانه اتکا	۱۰۱/۹ $\pm$ ۲۰/۶	۹۷/۱ $\pm$ ۱۷/۰	-۴/۷	۹۸/۰ $\pm$ ۲۳/۷	۹۸/۳ $\pm$ ۲۵/۴
هل دادن	۱۰۹/۴ $\pm$ ۲۴/۴	۹۸/۷ $\pm$ ۲۰/۲	-۹/۷	۱۰۸/۲ $\pm$ ۳۳/۰	۱۱۷/۳ $\pm$ ۳۲/۵
شتاب‌گیری	۹۴/۸ $\pm$ ۱۸/۱	۱۰۰/۷ $\pm$ ۲۱/۱	۶/۲	۱۰۵/۶ $\pm$ ۱۹/۰	۱۰۳/۶ $\pm$ ۱۹/۸
کاهش شتاب	۱۲۹/۷ $\pm$ ۲۲/۷	۱۳۵/۵ $\pm$ ۱۹/۴	۴/۴	۱۳۳/۹ $\pm$ ۲۳/۵	۱۳۳/۴ $\pm$ ۲۹/۱
پهن داخلی					
پاسخ‌بارگیری	۱۰۷/۱ $\pm$ ۲۳/۳	۹۱/۶ $\pm$ ۱۷/۶	-۱۴/۱	۹۹/۰ $\pm$ ۲۳/۲	۹۸/۴ $\pm$ ۱۷/۵
میانه اتکا	۶۲/۰ $\pm$ ۱۸/۸	۶۷/۴ $\pm$ ۲۰/۶	۸/۷	۵۹/۸ $\pm$ ۱۶/۸	۵۴/۵ $\pm$ ۱۲/۱
هل دادن	۹۵/۸ $\pm$ ۲۰/۷	۹۴/۰ $\pm$ ۳۰/۸	-۱/۸	۸۱/۵ $\pm$ ۳۰/۹	۸۸/۵ $\pm$ ۲۰/۸
شتاب‌گیری	۶۱/۹ $\pm$ ۱۴/۱	۶۹/۷ $\pm$ ۲۴/۷	۱۲/۶	۶۰/۳ $\pm$ ۱۲/۳	۶۵/۵ $\pm$ ۲۱/۵
کاهش شتاب	۷۱/۹ $\pm$ ۱۸/۳	۷۴/۴ $\pm$ ۲۱/۳	۳/۴	۶۲/۴ $\pm$ ۸/۴	۶۴/۱ $\pm$ ۹/۳
پهن خارجی					
پاسخ‌بارگیری	۱۱۱/۷ $\pm$ ۲۲/۹	۱۰۰/۰ $\pm$ ۲۱/۵	-۱۰/۴۷	۹۹/۴ $\pm$ ۱۸/۹	۱۱۰/۷ $\pm$ ۲۴/۶
میانه اتکا	۷۰/۴ $\pm$ ۱۳/۱	۷۱/۵ $\pm$ ۱۹/۱	۱/۵۶	۷۵/۶ $\pm$ ۱۶/۰	۷۲/۸ $\pm$ ۱۵/۶
هل دادن	۹۶/۹ $\pm$ ۲۶/۹	۹۱/۸ $\pm$ ۲۱/۹	-۵/۲۶	۹۸/۷ $\pm$ ۳۵/۱	۱۰۰/۳ $\pm$ ۲۶/۴
شتاب‌گیری	۶۹/۵ $\pm$ ۱۹/۱	۷۳/۷ $\pm$ ۲۹/۰	۶/۰۴	۶۷/۸ $\pm$ ۲۰/۴	۸۱/۹ $\pm$ ۳۰/۷
کاهش شتاب	۷۲/۴ $\pm$ ۱۳/۲	۸۰/۴ $\pm$ ۲۴/۸	۱۱/۰۵	۶۷/۰ $\pm$ ۹/۶۶	۷۱/۵ $\pm$ ۱۲/۱
دوسرانی					
پاسخ‌بارگیری	۱۱۹/۱ $\pm$ ۲۵/۸	۱۰۰/۹ $\pm$ ۱۶/۱	-۱۵/۲۸	۱۱۳/۸ $\pm$ ۲۰/۷	۱۰۹/۹ $\pm$ ۲۰/۶
میانه اتکا	۸۹/۱ $\pm$ ۲۵/۰	۷۵/۵ $\pm$ ۲۰/۶	-۱۵/۲۶	۷۵/۵ $\pm$ ۲۲/۹	۸۰/۲ $\pm$ ۱۶/۸
هل دادن	۱۰۷/۰ $\pm$ ۳۰/۸	۱۰۴/۲ $\pm$ ۳۳/۰	-۲/۶۲	۸۸/۹ $\pm$ ۳۰/۹	۱۰۷/۴ $\pm$ ۴۱/۳
شتاب‌گیری	۸۶/۷ $\pm$ ۱۸/۷	۸۲/۰ $\pm$ ۲۶/۰	-۵/۴۲	۸۱/۸ $\pm$ ۲۸/۵	۷۴/۰ $\pm$ ۱۷/۶
کاهش شتاب	۸۳/۵ $\pm$ ۲۰/۲	۹۴/۰ $\pm$ ۲۶/۵	۱۲/۵۷	۷۹/۵ $\pm$ ۱۹/۸	۸۵/۳ $\pm$ ۱۲/۹
نیم‌وتری					
پاسخ‌بارگیری	۱۲۵/۶ $\pm$ ۲۷/۹	۱۱۰/۵ $\pm$ ۲۰/۰	-۱۲/۰۲	۱۱۴/۶ $\pm$ ۲۰/۲	۱۱۶/۳ $\pm$ ۱۶/۹
میانه اتکا	۸۸/۵ $\pm$ ۲۴/۷	۷۹/۵ $\pm$ ۱۹/۶	-۱۰/۱۷	۸۹/۱ $\pm$ ۱۹/۱	۸۴/۹ $\pm$ ۱۹/۵
هل دادن	۱۰۲/۴ $\pm$ ۳۲/۳	۹۴/۲ $\pm$ ۲۸/۱	-۸/۰۱	۹۰/۸ $\pm$ ۳۰/۶	۱۰۲/۶ $\pm$ ۳۷/۶
شتاب‌گیری	۸۴/۹ $\pm$ ۲۷/۷	۹۰/۸ $\pm$ ۲۸/۲	۶/۹۵	۸۲/۲ $\pm$ ۳۰/۳	۷۴/۴ $\pm$ ۲۳/۱
کاهش شتاب	۱۰۱/۳ $\pm$ ۲۱/۱	۹۷/۴ $\pm$ ۱۵/۶	-۳/۸۵	۹۱/۵ $\pm$ ۱۷/۷	۹۷/۴ $\pm$ ۲۲/۳
ست‌وانی					
پاسخ‌بارگیری	۱۱۲/۹ $\pm$ ۱۶/۶	۱۱۵/۷ $\pm$ ۲۷/۷	۲/۴۸	۱۰۷/۷ $\pm$ ۱۴/۹	۱۱۲/۵ $\pm$ ۱۱/۴
میانه اتکا	۷۳/۹ $\pm$ ۲۳/۰	۸۱/۸ $\pm$ ۲۵/۸	۱۰/۶۹	۷۵/۴ $\pm$ ۲۲/۴	۷۲/۸ $\pm$ ۱۷/۷
هل دادن	۱۰۹/۹ $\pm$ ۴۰/۴	۹۳/۹ $\pm$ ۳۴/۰	-۱۴/۵۶	۹۸/۱ $\pm$ ۳۹/۳	۱۰۳/۵ $\pm$ ۴۹/۱
شتاب‌گیری	۶۲/۳ $\pm$ ۱۱/۶	۶۶/۹ $\pm$ ۱۴/۲	۷/۳۸	۶۵/۴ $\pm$ ۱۷/۲	۶۵/۸ $\pm$ ۱۳/۵
کاهش شتاب	۹۶/۵ $\pm$ ۲۷/۱	۹۷/۶ $\pm$ ۳۵/۸	۱/۱۴	۸۴/۹ $\pm$ ۲۵/۱	۹۰/۷ $\pm$ ۲۳/۰
سرینی میانی					
پاسخ‌بارگیری	۱۱۸/۳ $\pm$ ۲۳/۵	۱۰۷/۱ $\pm$ ۱۸/۳	-۹/۴۷	۱۰۴/۲ $\pm$ ۲۹/۶	۱۰۴/۳ $\pm$ ۲۰/۵
میانه اتکا	۷۱/۰ $\pm$ ۲۱/۸	۶۹/۷ $\pm$ ۱۶/۸	-۱/۸۳	۷۲/۸ $\pm$ ۲۲/۱	۷۱/۰ $\pm$ ۱۹/۵
هل دادن	۱۰۷/۸ $\pm$ ۳۴/۵	۹۵/۳ $\pm$ ۲۵/۹	-۱۱/۶۰	۹۸/۶ $\pm$ ۳۱/۳	۹۹/۰ $\pm$ ۳۴/۲
شتاب‌گیری	۸۵/۳ $\pm$ ۲۰/۰	۸۷/۳ $\pm$ ۲۶/۰	-۸/۲۱	۶۶/۳ $\pm$ ۱۸/۶	۷۷/۰ $\pm$ ۲۲/۸
کاهش شتاب	۷۹/۷ $\pm$ ۱۶/۱	۷۹/۲ $\pm$ ۱۶/۲	-۰/۶۳	۷۸/۹ $\pm$ ۲۴/۷	۷۴/۹ $\pm$ ۲۵/۳

مقادیر داخل جدول به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار یا (درصد)تعداد بیان شده‌اند.

$P=0/038$ و اثر تعاملی کفش و گروه (مجذور اتا= $P=0/264$)
بر میزان فرکانس فعالیت این عضله در زیرفاز پاسخ‌بارگیری طی

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر مربوط به
عضله پهن داخلی نشان دادند که اثر عامل کفش (مجذور اتا= $P=0/144$)

بزرگترین عضله دورسی فلکسور در ناحیه میچ پا است [۲۷]، کاهش میزان دورسی فلکشن میچ پا در گروه سالم طی زیرفاز هل دادن هنگام استفاده از کفش کار کرده می تواند ناشی از فعالیت کم این عضله در این شرایط باشد.

یافته های این مطالعه نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در زیرفاز هل دادن دارد به طوری که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو گروه سالم و دارای ژنووآروم هنگام راه رفتن با کفش کار کرده طی زیرفاز هل دادن نسبت به شرایط استفاده از کفش نو به ترتیب در حدود ۱۰ و ۸ درصد دچار کاهش شده است. کانگ و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که میزان پلاتنار فلکشن مفصل میچ پا هنگام استفاده از کفش کار کرده طی مرحله برداشته شدن پنجه از روی زمین نسبت به استفاده از کفش نو با کاهش روبرو شد [۲۸]. عضله دوقلو داخلی عضله ای ضد جاذبه بوده که نقش مهمی در راه رفتن دارد [۲۹]. این عضله در زیرفاز میانه اتکا در زمان خم شدن مفصل زانو فعال شده و فعالیت آن به طور ناگهانی در زیرفاز هل دادن افزایش می یابد، همچنین در بخش اولیه فاز نوسان نیز در خم کردن مفصل زانو برای جلوگیری از برخورد پا به زمین ایفای نقش می کند [۳۰]. نشان داده شد که افراد مبتلا به ژنووآروم در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ پوسچر خود به فعالیت بیشتر عضله دوقلو داخلی نیازمندند چرا که این افراد نسبت به افراد سالم، جهت کنترل پوسچر دینامیک اندام تحتانی بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفصل ساب تالار و تارسال میانی را در صفحه فرونتال کنترل نمایند.

یافته های پژوهش نشان دادند که اثر عامل کفش بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی فاز اتکا معنادار می باشد به علاوه یافته ها نشان دادند که اثر عامل کفش و اثر تعاملی کفش و گروه بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیرفاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن معنادار می باشد، همچنین نتایج تست تعقیبی نشان دادند که در گروه سالم میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی زیرفاز پاسخ بارگیری در هنگام راه رفتن با کفش کار کرده نسبت به کفش نو حدود ۱۴ درصد با کاهش روبرو بود. یافته ها حاکی از این بودند که عامل گروه نیز اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب دارا می باشد. هربات و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند که میزان فلکشن زانو در ۱۰ درصد پایانی فاز اتکا (زیرفاز هل دادن) هنگام استفاده از کفش کار کرده در مقایسه با کفش نو با کاهش روبرو شد [۱۹]. مطالعاتی که فعالیت الکترومیوگرافی عضله چهارسرانی را در گروه دارای ژنووآروم مورد بررسی قرار داده اند، گزارش کرده اند که تغییراتی در فعالیت این عضله در مقایسه با افراد سالم وجود دارد و در طی انقباضات ایزومتریک و ایزوکینتیک درصد استفاده از نرون های حرکتی عضله چهارسرانی در افراد مبتلا به ژنووآروم بیشتر از افراد سالم است.

یافته های مربوط به عضله پهن خارجی نشان دادند که اثر عامل کفش بر میزان فرکانس فعالیت این عضله طی زیرفاز پاسخ بارگیری معنادار است، به طوری که میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در گروه دارای ژنووآروم طی زیرفاز شتاب گیری به طور معناداری در حدود ۱۰ درصد هنگام راه رفتن با کفش کار کرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است. گزارش شده است که درصد استفاده از نرون های حرکتی عضله چهارسرانی در زمان انقباض پویا در افراد دارای ژنووآروم نسبت به افراد

راه رفتن معنادار می باشد. به علاوه نتایج تست تعقیبی نشان دادند که در گروه سالم میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی زیرفاز پاسخ بارگیری در هنگام راه رفتن با کفش کار کرده نسبت به کفش نو حدود ۱۵ هرتز کاهش یافته است ($P=0.009$; $d=0.75$). یافته ها حاکی از این بودند که عامل گروه اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب طی راه رفتن دارا می باشد (مجذور اتا=۰/۱۵۲؛ $P=0.033$) (جدول ۳). یافته ها نشان دادند که عامل کفش به طور معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی زیرفاز پاسخ بارگیری دارد (مجذور اتا=۰/۱۴۳؛ $P=0.039$). به علاوه نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در گروه دارای ژنووآروم طی زیرفاز شتاب گیری به طور معناداری در حدود ۱۴ هرتز هنگام راه رفتن با کفش کار کرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است ($P=0.033$; $d=0.55$) (جدول ۲).

نتایج آزمون تعقیبی در ارتباط با عضله دوسر رانی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت این عضله در گروه سالم طی زیر فاز پاسخ بارگیری ($P=0.008$; $d=0.86$) و در گروه دارای ژنووآروم طی زیر فاز هل دادن ($P=0.034$; $d=0.51$) هنگام اجرای تکلیف با کفش کار کرده در مقایسه با کفش نو به طور معناداری در حدود ۱۸ هرتز کاهش یافته است (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه گیری های مکرر نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله نیم وتری در زیرفاز پاسخ بارگیری دارد (مجذور اتا=۰/۱۴۹؛ $P=0.035$). به علاوه نتایج تست تعقیبی مربوط به این عضله نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله نیم وتری در گروه سالم طی زیرفاز پاسخ بارگیری هنگام راه رفتن با کفش کار کرده در مقایسه با کفش نو به صورت معناداری در حدود ۱۵ هرتز با کاهش روبرو بود ($P=0.026$; $d=0.63$) (جدول ۳). اثر عامل کفش در میزان فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی طی زیرفاز شتاب گیری معنادار می باشد (مجذور اتا=۰/۱۳۷؛ $P=0.044$) (جدول ۲).

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس منتخبی از عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن بود. یافته های این تحقیق نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی در گروه سالم طی فاز اتکای راه رفتن هنگام استفاده از کفش کار کرده به طور معناداری ۷/۵۵ درصد کمتر از شرایط استفاده از کفش نو می باشد. همچنین یافته ها نشان دادند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه دارای ژنووآروم به هنگام استفاده از کفش کار کرده در مقایسه با کفش نو به طور معناداری در حدود ۱۳ درصد دچار کاهش شده است. در مطالعه ای هربات و همکاران (۲۰۱۷) اثر طول عمر کفش ورزشی را بر متغیرهای بیومکانیکی کودکان طی دویدن، مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که میزان دورسی فلکشن میچ پا در ۴۱-۶۲ و ۸۸-۱۰۰ (هل دادن) درصد فاز اتکا هنگام استفاده از کفش کار کرده با کاهش روبرو شده بود، با این وجود هیچ تفاوت معناداری در میزان دورسی فلکشن میچ پا و فلکشن زانو طی دو شرایط استفاده از کفش نو و کار کرده، در لحظه تماس پاشنه گزارش نشد [۱۹]. از آن جایی که عضله درشت نئی قدامی

متعاقباً آسیب‌های لیگامنت صلیبی قدامی را نیز در پی داشته باشد. عضله نیم‌وتری علاوه بر این که در عمل خم کردن زانو و تسهیل چرخش درشت نی روی ران نقش دارد، تأمین ثبات داخلی زانو را هم بر عهده داشته و ضعف آن موجب کاهش ثبات سمت داخل زانو می‌شود.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به استفاده از تنها نمونه زن در پژوهش و همچنین عدم ثبت کینماتیک راه رفتن اشاره نمود.

نتیجه‌گیری

به طور کلی نتایج نشان داد که افزایش طول عمر کفش، طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی را در هر دو گروه سالم و گروه دارای ژنواروم دچار تغییر می‌نماید. در برخی موارد این تغییر فرکانس عضلات ممکن است با افزایش احتمال آسیب در افراد همراه باشد.

سپاسگزاری

نویسندگان پژوهش حاضر بر خود لازم می‌دانند از حمایت مالی دانشگاه دانشگاه محقق اردبیلی و تمام آزمودنی‌های شرکت کننده در پژوهش حاضر کمال تشکر و قدردانی را ابراز نمایند.

References

- Deconinck FJ, De Clercq D, Savelsbergh GJ, Van Coster R, Oostra A, Dewitte G, et al. Differences in gait between children with and without developmental coordination disorder. *Motor Control*. 2006;10(2):125-42. doi: 10.1123/mcj.10.2.125 pmid: 16871009
- Sorsdahl AB, Moe-Nilssen R, Strand LI. Observer reliability of the Gross Motor Performance Measure and the Quality of Upper Extremity Skills Test, based on video recordings. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50(2):146-51. doi: 10.1111/j.1469-8749.2007.02023.x pmid: 18201304
- Thomann KH, Dul MW. Abnormal gait in neurologic disease. *Optom Clin*. 1996;5(3-4):181-92. pmid: 8972513
- Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. *Phys Treatments: Specific Phys Ther J*. 2017;79-88. doi: 10.32598/ptj.7.2.79
- Sadeghi H, Shirvanipour S, Mimar R. [The Comparison of Vertical Ground Reaction Force during Forward and Backward Walking among Professional Male Karatekas with Genu Varum and Normal Knees]. *J Sport Biomech*. 2017;3(1):37-46.
- Jafarnejadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Robertson DGE. Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018;61(3):125-34. doi: 10.1016/j.rehab.2018.01.007 pmid: 29476933
- Jafarnejadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait Posture*. 2018;59:104-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.040 pmid: 29028621
- Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*. 2007;56(4):1204-11. doi: 10.1002/art.22515 pmid: 17393449
- Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(4):422-7. doi: 10.1007/s00167-008-0710-z pmid: 19183958
- Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2005;95(6):531-41. doi: 10.7547/0950531 pmid: 16291844
- Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2010;69(11):1940-5. doi: 10.1136/ard.2010.129742 pmid: 20511608
- Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *PLoS One*. 2017;12(9):e0185057. doi: 10.1371/journal.pone.0185057 pmid: 28926635
- Barrios JA, Davis IS, Higginson JS, Royer TD. Lower extremity walking mechanics of young individuals with asymptomatic varus knee alignment. *J Orthop Res*. 2009;27(11):1414-9. doi: 10.1002/jor.20904 pmid: 19402149
- Stief F, Bohm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *Knee*.

- 2014;21(3):688-93. doi: [10.1016/j.knee.2014.03.004](https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.03.004) pmid: 24725590
15. Stief F, Bohm H, Schwirtz A, Dussa CU, Doderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture*. 2011;33(3):490-5. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.01.001](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.001) pmid: 21269832
16. Parent A, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait Posture*. 2019;72:22-7. doi: [10.1016/j.gaitpost.2019.05.021](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.021) pmid: 31132593
17. Bendahan D, Jammes Y, Salvan AM, Badier M, Confort-Gouny S, Guillot C, et al. Combined electromyography-31P-magnetic resonance spectroscopy study of human muscle fatigue during static contraction. *Muscle Nerve*. 1996;19(6):715-21. doi: [10.1002/\(sici\)1097-4598\(199606\)19:6<715::aid-mus5>3.0.co;2-d](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199606)19:6<715::aid-mus5>3.0.co;2-d)
18. Hostens I, Ramon H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15(3):266-74. doi: [10.1016/j.jelekin.2004.08.002](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.08.002) pmid: 15763673
19. Herbaut A, Chavet P, Roux M, Gueguen N, Barbier F, Simoneau-Buessinger E. The influence of shoe aging on children running biomechanics. *Gait Posture*. 2017;56:123-8. doi: [10.1016/j.gaitpost.2017.05.011](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.011) pmid: 28544949
20. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *Br J Sports Med*. 2007;41(8):510-4. doi: [10.1136/bjsm.2006.033571](https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.033571) pmid: 17339282
21. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. 2002;36(2):95-101. doi: [10.1136/bjsm.36.2.95](https://doi.org/10.1136/bjsm.36.2.95) pmid: 11916889
22. Jafarnejhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *J Bodyw Mov Ther*. 2018;22(2):511-8. doi: [10.1016/j.jbmt.2017.06.009](https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.06.009) pmid: 29861259
23. Jafarnejhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture*. 2017;53:236-40. doi: [10.1016/j.gaitpost.2017.02.006](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.006) pmid: 28219845
24. World Medical A. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bull World Health Organ*. 2001;79(4):373-4. pmid: 11357217
25. Farahpour N, Jafarnejhadgero A, 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;39:35-41. doi: [10.1016/j.jelekin.2018.01.006](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.006) pmid: 29413451
26. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull*. 1992;112(1):155-9. doi: [10.1037//0033-2909.112.1.155](https://doi.org/10.1037//0033-2909.112.1.155) pmid: 19565683
27. Oatis C. *The Mechanics & Pathomechanics of Human Movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
28. Kong PW, Candelaria NG, Smith DR. Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *Br J Sports Med*. 2009;43(10):745-9. doi: [10.1136/bjsm.2008.047761](https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.047761) pmid: 18801775
29. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *Mod Rehabil*. 2014;8(3).
30. Mahaki M, Shojaedin S, Memar R, Khaleghinazeji M. Comparison of electromyography activity of leg muscles and maximum vertical ground reaction forces in the single leg landing between patients with genu varum and normal men. *Sport Med*. 2013;4(9):87-106.