Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing (IJRN) Original Article
Spring 2020, Volume 6, Issue 3 DOI: 10.21859/ijrn-06304
Archive of SID

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

© 2020 Iranian Nursing Scientific Association (INA)

www.SID.ir

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
بهار ۱۳۹۹، دوره ۶، شماره ۳
DOI: 10.21859/ijrn-06304
Archive of SID

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

امیرعلی جعفرنژادگرو [۱،*]، سیده‌مریم انواری [۲]، آیدین ولیزاده‌اورنج [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 دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۰۶/۱۵ **تاریخ پذیرش مقاله:** ۱۳۹۸/۰۹/۳۰

چکیده

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

روش کار: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی می‌باشد. ۱۵ دختر دارای ژنوواروم و ۱۵ نفر فرد سالم داوطلب شرکت در این پژوهش شدند. داده‌ها تحت دو شرایط ویژه شامل راه رفتن با کفش نو و کفش کارکرده جمع‌آوری 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 اندازه‌گیری‌های مکرر جهت تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. سطح معنی داری $P < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله‌های پهن داخلی در فاز اتکا ($P = ۰/۰۴$)، درشت‌نئی قدامی در زیرفاز پاسخ‌بارگیری ($P = ۰/۰۱$) و هل‌دادن ($P = ۰/۰۰۲$)، و دوقلوی داخلی در زیرفاز هل‌دادن ($P = ۰/۰۰۳$) دارد. به‌علاوه اثر گروه بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی در فازهای اتکا ($P = ۰/۰۴$) و نوسان ($P = ۰/۰۴$) معنادار می‌باشد.

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

کلیدواژه‌ها: الکترومایوگرافی، راه‌رفتن، ژنوواروم، عضلات، کفش

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

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

ژنوواروم یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی می‌باشد [۴]. ناهنجاری ژنوواروم با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه رفتن همراه می باشد. فرد مبتلا بر روی لبه خارجی پا راه می‌رود و استخوان درشت‌نئی 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 می‌گذرد، به‌طوریکه وزن بین قسمت داخلی و خارجی زانو تقریباً به‌طور مساوی تقسیم می‌شود. ناهنجاری ژنوواروم باعث تغییر مسیر اعمال نیروها بر زانو می‌شود [۶]، به‌طوریکه خط کشش ثقل به سمت داخل زانو جابه‌جا می‌شود و نیروهای فشاری در قسمت داخلی زانو افزایش می‌یابد، به‌صورتی که نیروی عکس‌العمل در این بخش

www.SID.ir

Archive of SID

حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود [۷, ۸]. این اختلاف ممکن است نابرابری تحمل وزن را افزایش دهد و سبب ناپایداری پاسچر شود [۹]. تحقیقات نشان می‌دهند که ژنوواروم از یک‌سو باعث از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی درشت‌نی شده و از سوی دیگر زمینه‌ساز بروز استئوآرتریت می‌باشد [۱۰]. برخی از مطالعات ناهنجاری ژنوواروم را به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی کشککی و به‌عنوان یک عامل پیش‌بینی کننده در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی خلفی ذکر کرده‌اند [۱۰, ۱۱]. در افراد مبتلا به ژنوواروم زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا [۱۲, ۱۳] و اوج زاویه چرخش داخلی زانو [۱۴] دچار افزایش می‌شوند. همچنین گشتاورهای اداکتوری خارجی زانو [۱۳]، نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی [۱, ۱۳]و گشتاور چرخش خارجی در طول مرحله اتکا در راه رفتن نسبت به گروه سالم افزایش می‌یابند [۱۴, ۱۵].

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 [۱۶] که با گرفتگی عضلات، سفتی و درد همراه است [۱۷]. از دیگر علائم خستگی عضلانی می‌توان به کاهش ظرفیت تولید نیرو و کاهش سرعت هدایت عضله اشاره کرد [۱۷]. خستگی یکی از موارد مورد بحث در مطالعات بیومکانیکی می‌باشد چرا که ضعیف شدن عضله در اثر خستگی، آن را برای آسیب دیدگی به‌دنبال افزایش شدت فعالیت یا اعمال یک نیروی ناگهانی، مستعد می کند [۱۸].

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 [۱۹]. کاهش مقادیر نیروی عکس‌العمل به‌منظور کاهش خطرات ایجاد و توسعه آسیب استرس فراکچر یکی از اهداف سازندگان کفش‌های ورزشی بوده است [۲۰]. در مطالعه‌ای گزارش شد که پوشیدن کفش با عمر کمتر از ۳ ماه با میزان کمتر آسیب در ارتباط می‌باشد و پوشیدن کفش باعمر ۴ تا ۶ ماه برای زنان به عنوان یک عامل خطرزا شناخته شده است [۲۱]. از آنجایی که اثر طول عمر کفش ورزشی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت انتقالی راه رفتن در افراد دارای ژنوواروم 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 ژنوواروم 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 ۰/۰۵، خطای نوع دوم ۰،۰/۲ و اندازه اثر ۰/۸ در نظر گرفته شد. نتایج اتخاذ شده از نرم افزار نشان دادند که تعداد ۳۰ نفر آزمودنی برای مطالعه اثر تعاملی کفش و گروه کافی خواهد بود. نمونه آماری پژوهش حاضر ۱۵ نفر دارای ژنوواروم و ۱۵ نفر فرد سالم بود که با استفاده از روش نمونه‌گیری دردسترس انتخاب شدند. میانگین و انحراف استاندارد سن، جرم، قد و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در گروه دارای ژنوواروم به‌ترتیب؛ ۲۳/۱۳±۲/۸۹ سال، ۵۵/۱۶±۷/۷۰ کیلوگرم، ۱۶۳/۲۳±۵/۴۵ سانتیمتر، ۲۰/۶۵±۲/۴۷ کیلوگرم بر مترمربع و میانگین و انحراف استاندارد سن، جرم، قد و شاخص توده بدنی آزمودنی‌های سالم به‌ترتیب برابر ۲۴/۲۶±۳/۵۱ سال، ۵۹/۲۸±۱۰/۵۸ کیلوگرم، ۱۵۹/۸۲±۴/۵۳ سانتیمتر و ۲۳/۲۰±۳/۹۰ 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 ژنوواروم استفاده شد. به همین جهت از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه به‌صورت 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 [۲۲]. فاصله بیش از ۳ سانتیمتر بین کندیل‌های داخلی ران در این وضعیت به‌عنوان ژنوواروم در نظر گرفته شد [۵]. 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 [۲۳]. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایتنامه کتبی دریافت گردید و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [۲۴]. 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 الکترودگذاری، 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 (درشت‌نئی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی، نیم‌وتری، راست‌رانی و سرینی‌میانی) بر اساس پروتکل SENIAM و به شرح ذیل بود. عضله درشت نئی 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: برروی حجیم‌ترین بخش عضله و در راستای ساق پا. عضله پهن‌داخلی: در محل ۸۰ درصدی دیستال خط بین خار خاصره قدامی فوقانی و محل اتصال تاندون کشککی به کشکک. عضله پهن‌خارجی: در محل دو سوم دیستال خطی که از خار خاصره قدامی فوقانی و بخش خارجی استخوان کشکک می‌گذرد. عضله دوسررانی: در محل ۵۰ درصدی خطی که از برجستگی ورکی و اپی‌کندیل خارجی استخوان درشت‌نئی می‌گذرد. عضله نیم‌وتری: در محل ۵۰ درصدی خطی که از برجستگی ورکی و اپی‌کندیل داخلی استخوان درشت‌نئی می‌گذرد. عضله راست‌رانی: در محل ۵۰ درصدی خطی که از خار

www.SID.ir

Archive of SID

خاصره قدامی فوقانی و بخش فوقانی کشکک می‌گذرد. سرینی‌میانی: در محل ۵۰ درصدی خطی که از تاج خاصره و تروکانتر بزرگ استخوان ران می‌گذرد [۲۵]. فاصله مرکز تا مرکز الکترود 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 ۵۰۰-۱۰ 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 پیش آزمون 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 Climacoolبود (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]:

میانگین انحراف استاندارد دو شرایط/ اختلاف میانگین دو شرایط= اندازه اثر (d)

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه بر میزان فرکانس عضله درشت‌نئی قدامی طی فاز اتکا معنادار می‌باشد (مجذور اتا=۰/۱۳۴؛ P=۰/۰۴۷). نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس عضله درشت‌نئی 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 (d=۰/۲۹؛ P=۰/۰۱۶) (جدول ۲). همچنین عامل کفش اثر معناداری بر میزان فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز اتکا دارد (مجذور اتا= ۰/۱۳۲؛ P=۰/۰۴۸). اثر تعاملی کفش و گروه بر میزان فرکانس عضله راست رانی طی فاز اتکا معنادار بود (مجذور اتا=۰/۲۸۷؛ P=۰/۰۰۲). 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=۰/۵۱؛ P=۰/۰۰۷). به‌علاوه، یافته‌ها نشان داد که اثر گروه بر میزان فرکانس فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی طی فاز نوسان معنادار می‌باشد (مجذور اتا=۰/۱۳۵؛ P=۰/۰۴۶) (جدول ۱).

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

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر در ارتباط با عضله درشت‌نئی قدامی نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس این عضله در زیرفاز پاسخ بارگیری طی راه‌رفتن دارد (مجذور اتا=۰/۱۹۴؛ P=۰/۰۱۵). همچنین یافته‌ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در زیرفاز هل دادن نیز دارد (مجذور اتا=۰/۲۹۰؛ P=۰/۰۰۲). نتایج تست تعقیبی حاکی از این بودند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه سالم (d=۰/۵۹؛P=۰/۰۴۳) و گروه دارای ژنوواروم (d=۰/۷۴؛P=۰/۰۲۳) 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 هل‌دادن دارد (مجذور اتا=۰/۲۷۱؛ P=۰/۰۰۳). نتایج تست تعقیبی نیز نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو گروه سالم (d=۰/۴۷؛P=۰/۰۳۳) و دارای ژنوواروم (d=۰/۲۷؛ P=۰/۰۴۵) 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 اتا=۰/۱۴۴؛ P=۰/۰۳۸) و اثر تعاملی کفش و گروه (مجذور اتا=۰/۱۶۵؛P=۰/۰۲۶) 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 (d=۰/۷۵؛ P=۰/۰۰۹). یافته‌ها حاکی از

www.SID.ir

Archive of SID

این بودند که عامل گروه اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب طی راه‌رفتن دارا می باشد (مجذور اتا=۰/۱۵۲؛ P=۰/۰۳۳) (جدول ۳). یافته‌ها نشان دادند که عامل کفش به‌طور معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی زیرفاز پاسخ بارگیری دارد (مجذور اتا=۰/۱۴۳؛ P= ۰/۰۳۹). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در گروه دارای ژنوواروم طی زیرفاز شتاب گیری به‌طور معناداری در حدود ۱۴ هرتز هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است (d=۰/۵۵؛ P=۰/۰۳۳) (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 راه‌رفتن با کفش‌های نو و کارکرده (انحراف استاندارد±میانگین) (n=۳۰)

فاز	گروه سالم			گروه پاپرانتزی			اثر کفش،	اثر گروه،	گروه*کفش،
	کفش نو	کفش کارکرده	Δ(٪)	کفش نو	کفش کارکرده	Δ(٪)	(مجذور اتا) سطح معنی داری		
اتکا									
درشت‌نئی‌قدامی	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)
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)
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)
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)
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)
نیم‌وتری	۶۷/۳±۲۲/۵	۶۴/۹±۱۵/۴	-۳/۵	۶۷/۹±۲۱/۵	۶۹/۳±۱۶/۸	۲/۰	۰/۸۷(۰/۰۰)	۰/۹۶(۰/۰۰)	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)
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)
نوسان									
درشت‌نئی‌قدامی	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)
دوقلو داخلی	۱۰۵/۹±۲۶/۴	۱۱۳/۱±۲۱/۰	۶/۸	۱۰۱/۲±۳۷/۸	۱۱۳/۶±۳۳/۲	۱۲/۲	۰/۰۶(۰/۱۱)	۰/۸۳(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)
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)
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)
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)
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)
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)

مقادیر داخل جدول به صورت میانگین ± 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 (P=۰/۰۰۸؛ d=۰/۸۶) و در گروه دارای ژنوواروم طی زیر فاز هل دادن (P=۰/۰۳۴؛ d=۰/۵۱) هنگام اجرای تکلیف با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به طور 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 اتا=۰/۱۴۹؛ P=۰/۰۳۵). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی مربوط به این عضله نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در گروه سالم طی زیرفاز پاسخ بارگیری هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌صورت معناداری در حدود ۱۵ هرتز با کاهش روبرو بود (P=۰/۰۲۶؛d=۰/۶۳) (جدول ۳). اثر عامل کفش در میزان فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی طی زیرفاز شتاب گیری معنادار می‌باشد (مجذور اتا=۰/۱۳۷؛ P=۰/۰۴۴) (جدول ۲).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر در ارتباط با عضله درشت‌نئی قدامی نشان دادند که عامل کفش اثر معناداری بر میزان فعالیت این عضله در زیرفاز پاسخ بارگیری طی راه‌رفتن دارد (مجذور اتا=۰/۱۹۴؛ P=۰/۰۱۵). همچنین یافته‌ها نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در زیرفاز هل دادن نیز دارد (مجذور اتا=۰/۲۹۰؛ P=۰/۰۰۲). نتایج تست تعقیبی حاکی از این بودند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه سالم (P=۰/۰۴۳؛d=۰/۵۹) و گروه دارای ژنوواروم (P=۰/۰۲۳؛d=۰/۷۴) 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 دوقلوی داخلی در زیرفاز هل‌دادن دارد (مجذور اتا=۰/۲۷۱؛ P=۰/۰۰۳). نتایج تست تعقیبی نیز نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو گروه سالم (P=۰/۰۳۳؛d=۰/۴۷) و دارای ژنوواروم (P=۰/۰۴۵ ؛d=۰/۲۷) 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 یافته‌است (جدول ۲).

www.SID.ir

Archive of SID

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±میانگین) (n=۳۰)

عضله	گروه سالم			گروه پاپرانتزی			اثر کفش	اثر گروه	گروه*کفش
	کفش نو	کفش کارکرده	Δ(٪)	کفش نو	کفش کارکرده	Δ(٪)	(مجذور اتا) سطح معنی داری		
درشت‌نئی قدامی									
پاسخ‌بارگیری	۱۳۱/۲±۳۵/۵	۱۱۷/۵±۲۶/۵	-۱۰/۴	۱۱۵/۲±۲۹/۱	۱۰۴/۴±۲۹/۳	-۳/۹	*۰/۰۱(۰/۱۹)	۰/۱۵(۰/۰۷)	۰/۷۶(۰/۰۰)
میانه اتکا	۱۰۱/۹±۲۴/۳	۹۷/۱±۲۳/۵	-۴/۷	۸۵/۴±۱۴/۲	۸۴/۳±۲۶/۴	-۱/۲	۰/۳۳(۰/۰۳)	۰/۰۶(۰/۱۱)	۰/۵۴(۰/۰۱)
هل دادن	۱۰۸/۸±۱۹/۵	۹۷/۵±۱۸/۴	-۳/۱۰	۱۰۶/۶±۲۰/۶	۹۲/۷±۱۶/۹	-۱۳/۰	*۰/۰۰(۰/۲۹)	۰/۵۵(۰/۰۱)	۰/۷۲(۰/۰۰)
شتاب‌گیری	۸۷/۳±۱۴/۹	۸۴/۵±۱۶/۶	-۳/۲	۸۱/۰±۱۵/۲	۷۸/۶±۱۷/۹	-۲/۹	۰/۴۱(۰/۰۲)	۰/۲۳(۰/۰۵)	۰/۹۵(۰/۰۰)
کاهش شتاب	۹۸/۵±۱۸/۵	۹۹/۲±۲۰/۵	۰/۷	۸۹/۱±۲۱/۴	۹۰/۹±۲۱/۷	۲/۰	۰/۶۱(۰/۰۰)	۰/۲۲(۰/۰۵)	۰/۸۱(۰/۰۰)
دوقلو داخلی									
پاسخ‌بارگیری	۱۲۵/۸±۲۷/۸	۱۱۷/۷±۱۹/۵	-۶/۴	۱۱۶/۷±۱۴/۲	۱۲۴/۹±۱۹/۲	۷/۰	۱/۰۰(۰/۰۰)	۰/۸۷(۰/۰۰)	۰/۰۷(۰/۱۰)
میانه اتکا	۱۰۱/۹±۲۰/۶	۹۷/۱±۱۷/۰	-۴/۷	۹۸/۳±۲۵/۴	۹۸/۰±۲۳/۷	-۰/۳	۰/۳۳(۰/۰۳)	۰/۸۵(۰/۰۰)	۰/۳۹(۰/۰۲)
هل دادن	۱۰۹/۴±۲۴/۴	۹۸/۷±۲۰/۲	-۹/۷	۱۱۷/۳±۳۲/۵	۱۰۸/۲±۳۳/۰	-۷/۷	*۰/۰۰(۰/۲۷)	۰/۳۸(۰/۰۲)	۰/۸۰(۰/۰۰)
شتاب‌گیری	۹۴/۸±۱۸/۱	۱۰۰/۷±۲۱/۱	۶/۲	۱۰۳/۶±۱۹/۸	۱۰۵/۶±۱۹/۰	۱/۹	۰/۲۶(۰/۰۴)	۰/۲۸(۰/۰۴)	۰/۵۸(۰/۰۱)
کاهش شتاب	۱۲۹/۷±۲۲/۷	۱۳۵/۵±۱۹/۴	۴/۴	۱۳۳/۴±۲۹/۱	۱۳۳/۹±۳۳/۵	۰/۳	۰/۵۷(۰/۰۱)	۰/۸۹(۰/۰۰)	۰/۶۳(۰/۰۰)
پهن داخلی									
پاسخ‌بارگیری	۱۰۷/۱±۲۳/۳	۹۱/۶±۱۷/۶	-۱۴/۱	۹۸/۴±۱۷/۵	۹۹/۰±۲۳/۲	۰/۶۱	*۰/۰۳(۰/۱۴)	۰/۹۲(۰/۰۰)	*۰/۰۲(۰/۱۶)
میانه اتکا	۶۲/۰±۱۸/۸	۶۷/۴±۲۰/۶	۸/۷	۵۴/۵±۱۲/۱	۵۹/۸±۱۶/۸	۹/۷۲	۰/۰۵(۰/۱۲)	۰/۱۹(۰/۰۵)	۰/۹۸(۰/۰۰)
هل دادن	۹۵/۸±۲۰/۷	۹۴/۰±۳۰/۸	-۱/۸	۸۸/۵±۲۰/۸	۸۱/۵±۲۰/۹	-۷/۹۱	۰/۴۲(۰/۰۲)	۰/۱۵(۰/۰۷)	۰/۶۳(۰/۰۰)
شتاب‌گیری	۶۱/۹±۱۴/۱	۶۹/۷±۲۴/۷	۱۲/۶	۶۵/۵±۲۱/۵	۶۰/۳±۱۲/۳	-۷/۹۴	۰/۷۲(۰/۰۰)	۰/۶۱(۰/۰۰)	۰/۰۹(۰/۰۹)
کاهش شتاب	۷۱/۹±۱۸/۳	۷۴/۴±۲۱/۳	۳/۴	۶۴/۱±۹/۳	۶۲/۴±۸/۴	-۲/۶۵	۸۹(۰/۰۰)	*۰/۰۳(۰/۱۵)	۰/۵۵(۰/۰۱)
پهن‌خارجی									
پاسخ‌بارگیری	۱۱۱/۷±۲۲/۹	۱۰۰/۰±۲۱/۵	-۱۰/۴۷	۱۱۰/۷±۲۴/۶	۹۹/۴±۱۸/۹	-۱۰/۲۱	*۰/۰۳(۰/۱۴)	۰/۸۹(۰/۰۰)	۰/۹۷(۰/۰۰)
میانه اتکا	۷۰/۴±۱۳/۱	۷۱/۵±۱۹/۱	۱/۵۶	۷۳/۸±۱۵/۶	۷۵/۶±۱۶/۰	۲/۴۴	۰/۶۱(۰/۰۰)	۰/۴۷(۰/۰۱)	۰/۸۹(۰/۰۰)
هل دادن	۹۶/۹±۲۶/۹	۹۱/۸±۲۱/۹	-۵/۲۶	۱۰۰/۳±۲۶/۴	۹۸/۷±۳۵/۱	-۱/۶۰	۰/۶۳(۰/۰۰)	۰/۴۹(۰/۰۱)	۰/۸۰(۰/۰۰)
شتاب‌گیری	۶۹/۵±۱۹/۱	۷۳/۷±۲۹/۰	۶/۰۴	۸۱/۹±۳۰/۷	۶۷/۸±۲۰/۴	-۱۷/۲۲	۰/۳۸(۰/۰۲)	۰/۶۶(۰/۰۰)	۰/۱۱(۰/۰۸)
کاهش شتاب	۷۲/۴±۱۳/۲	۸۰/۴±۲۴/۸	۱۱/۰۵	۷۱/۵±۱۲/۱	۶۷/۰±۹/۶۶	-۶/۲۹	۰/۶۳(۰/۰۰)	۰/۱۳(۰/۰۷)	۰/۰۹(۰/۰۹)
دوسررانی									
پاسخ‌بارگیری	۱۱۹/۱±۲۵/۸	۱۰۰/۹±۱۶/۱	-۱۵/۲۸	۱۰۹/۹±۲۰/۶	۱۱۳/۸±۲۰/۷	۳/۵۵	۰/۱۲(۰/۰۸)	۰/۷۶(۰/۰۰)	۰/۰۲(۰/۱۷)
میانه اتکا	۸۹/۱±۳۵/۰	۷۵/۵±۲۰/۶	-۱۵/۲۶	۸۰/۲±۱۶/۸	۷۵/۷±۲۲/۹	-۵/۶۱	۰/۰۵(۰/۱۲)	۰/۵۸(۰/۰۱)	۰/۳۱(۰/۰۳)
هل دادن	۱۰۷/۰±۳۰/۸	۱۰۴/۲±۳۳/۰	-۲/۶۲	۱۰۷/۴±۴۱/۳	۸۸/۹±۳۰/۹	-۱۷/۲۳	۰/۰۸(۰/۱۰)	۰/۵۰(۰/۰۱)	۰/۲۰(۰/۰۵)
شتاب‌گیری	۸۶/۷±۱۸/۷	۸۲/۰±۲۶/۰	-۵/۴۲	۷۴/۰±۱۷/۶	۸۱/۸±۲۸/۵	۱۰/۵۴	۰/۷۰(۰/۰۰)	۰/۳۹(۰/۰۲)	۰/۱۳(۰/۰۷)
کاهش شتاب	۸۳/۵±۲۰/۲	۹۴/۰±۲۶/۵	۱۲/۵۷	۸۵/۳±۱۲/۹	۷۹/۵±۱۹/۸	-۶/۸۰	۰/۵۷(۰/۰۱)	۰/۳۱(۰/۰۳)	۰/۰۶(۰/۱۱)
نیم‌وتری									
پاسخ‌بارگیری	۱۲۵/۶±۲۷/۹	۱۱۰/۵±۲۰/۰	-۱۲/۰۲	۱۱۶/۳±۱۶/۹	۱۱۴/۶±۲۰/۲	-۱/۶۴	*۰/۰۳(۰/۱۴)	۰/۷۱(۰/۰۰)	۰/۰۸(۰/۱۰)
میانه اتکا	۸۸/۵±۲۴/۷	۷۹/۵±۱۹/۶	-۱۰/۱۷	۸۴/۹±۱۹/۵	۸۹/۱±۱۹/۱	۴/۹۵	۰/۵۲(۰/۰۱)	۰/۶۵(۰/۰۰)	۰/۰۸(۰/۱۰)
هل دادن	۱۰۲/۴±۳۲/۳	۹۴/۲±۲۸/۱	-۸/۰۱	۱۰۲/۶±۳۷/۶	۹۰/۸±۳۰/۶	-۱۱/۵۰	۰/۰۹(۰/۰۹)	۰/۸۷(۰/۰۰)	۰/۷۵(۰/۰۰)
شتاب‌گیری	۸۴/۹±۲۷/۷	۹۰/۸±۲۸/۲	۶/۹۵	۷۴/۴±۲۳/۱	۸۲/۲±۳۰/۳	۱۰/۴۸	۰/۰۶(۰/۱۱)	۰/۳۱(۰/۰۳)	۰/۷۹(۰/۰۰)
کاهش شتاب	۱۰۱/۳±۲۱/۱	۹۷/۴±۱۵/۶	-۳/۸۵	۹۷/۴±۲۲/۳	۹۱/۵±۱۷/۷	-۶/۰۶	۰/۱۳(۰/۰۸)	۰/۴۵(۰/۰۲)	۰/۷۵(۰/۰۰)
ست‌رانی									
پاسخ‌بارگیری	۱۱۲/۹±۱۶/۶	۱۱۵/۷±۲۷/۷	۲/۴۸	۱۱۲/۵±۱۱/۴	۱۰۷/۷±۱۴/۹	-۴/۲۷	۰/۸۳(۰/۰۰)	۰/۴۱(۰/۰۲)	۰/۴۱(۰/۰۲)
میانه اتکا	۷۳/۹±۲۳/۰	۸۱/۸±۲۵/۸	۱۰/۶۹	۷۲/۸±۱۷/۷	۷۵/۴±۲۲/۴	۳/۵۷	۰/۱۴(۰/۰۷)	۰/۶۲(۰/۰۰)	۰/۴۶(۰/۰۱)
هل دادن	۱۰۹/۹±۴۰/۴	۹۳/۹±۳۴/۰	-۱۴/۵۶	۱۰۳/۵±۴۹/۱	۹۸/۱±۳۹/۳	-۵/۲۲	۰/۲۱(۰/۰۵)	۰/۹۳(۰/۰۰)	۰/۵۳(۰/۰۱)
شتاب‌گیری	۶۲/۳±۱۱/۶	۶۶/۹±۱۴/۲	۷/۳۸	۶۵/۸±۱۳/۵	۶۵/۴±۱۷/۲	-۰/۶۱	۰/۵۶(۰/۰۱)	۰/۷۹(۰/۰۰)	۰/۴۸(۰/۴۹)
کاهش شتاب	۹۶/۵±۲۷/۱	۹۷/۶±۳۵/۸	۱/۱۴	۹۰/۷±۲۳/۰	۸۴/۹±۲۵/۱	-۶/۳۹	۰/۶۶(۰/۰۰)	۰/۳۰(۰/۰۳)	۰/۵۱(۰/۰۱)
سرینی میانی									
پاسخ‌بارگیری	۱۱۸/۳±۲۳/۵	۱۰۷/۱±۱۸/۳	-۹/۴۷	۱۰۴/۳±۲۰/۵	۱۰۴/۲±۲۹/۶	-۰/۱۰	۰/۲۵(۰/۰۴)	۰/۲۴(۰/۰۴)	۰/۲۶(۰/۰۴)
میانه اتکا	۷۱/۰±۲۱/۸	۶۹/۷±۱۶/۸	-۱/۸۳	۷۱/۰±۱۹/۵	۷۲/۸±۲۲/۱	۲/۵۴	۰/۹۵(۰/۰۰)	۰/۸۱(۰/۰۰)	۰/۶۷(۰/۰۰)
هل دادن	۱۰۷/۸±۳۴/۵	۹۵/۳±۲۵/۹	-۱۱/۶۰	۹۹/۰±۳۶/۲	۹۸/۶±۳۱/۳	-۰/۴۰	۰/۲۹(۰/۰۳)	۰/۷۸(۰/۰۰)	۰/۳۳(۰/۰۳)
شتاب‌گیری	۸۵/۳±۲۰/۰	۸۷/۳±۲۶/۰	-۸/۲۱	۷۷/۰±۲۲/۸	۶۶/۳±۱۸/۶	-۱۳/۹۰	*۰/۰۴(۰/۱۳)	۰/۱۵(۰/۰۷)	۰/۶۵(۰/۰۰)
کاهش شتاب	۷۹/۷±۱۶/۱	۷۹/۲±۱۶/۲	-۰/۶۳	۷۴/۹±۲۵/۳	۷۸/۹±۲۴/۷	۵/۳۴	۰/۶۵(۰/۰۰)	۰/۷۰(۰/۰۰)	۰/۵۵(۰/۰۱)

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

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر مربوط به عضله پهن داخلی نشان دادند که اثر عامل کفش (مجذور اتا=۰/۱۴۴؛ P=۰/۰۳۸) و اثر تعاملی کفش و گروه (مجذور اتا=۰/۱۶۵؛P=۰/۰۲۶) بر میزان فرکانس فعالیت این عضله در زیرفاز پاسخ‌بارگیری طی

www.SID.ir

Archive of SID

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=۰/۰۰۹ ؛d=۰/۷۵). یافته‌ها حاکی از این بودند که عامل گروه اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب طی راه‌رفتن دارا می‌باشد (مجذور اتا=۰/۱۵۲؛ P=۰/۰۳۳) (جدول ۳). یافته‌ها نشان دادند که عامل کفش به‌طور معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی زیرفاز پاسخ‌بارگیری دارد (مجذور اتا=۰/۱۴۳؛ P= ۰/۰۳۹). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در گروه دارای ژنوواروم طی زیرفاز شتاب گیری به‌طور معناداری در حدود ۱۴ هرتز هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است (P=۰/۰۳۳ ؛d=۰/۵۵) (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 پاسخ‌بارگیری (P=۰/۰۰۸؛ d=۰/۸۶) و در گروه دارای ژنوواروم طی زیر فاز هل دادن (P=۰/۰۳۴؛ d=۰/۵۱) 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 پاسخ‌بارگیری دارد (مجذور اتا=۰/۱۴۹؛ P=۰/۰۳۵). به‌علاوه نتایج تست تعقیبی مربوط به این عضله نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در گروه سالم طی زیرفاز پاسخ‌بارگیری هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌صورت معناداری در حدود ۱۵ هرتز با کاهش روبرو بود (P=۰/۰۲۶؛d=۰/۶۳) (جدول ۳). اثر عامل کفش در میزان فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی طی زیرفاز شتاب گیری معنادار می‌باشد (مجذور اتا=۰/۱۳۷؛ P=۰/۰۴۴) (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. یافته‌های این تحقیق نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در گروه سالم طی فاز اتکای راه رفتن هنگام استفاده از کفش کارکرده به‌طور معناداری ۷/۵۵ درصد کمتر از شرایط استفاده از کفش نو می باشد. همچنین یافته‌ها نشان دادند که میزان طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی در زیرفاز هل دادن در گروه دارای ژنوواروم به‌هنگام استفاده از کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌طور معناداری در حدود ۱۳ درصد دچار کاهش شده است. در مطالعه‌ای 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 دورسی‌فلکشن مچ پا در ۴۱-۶۲ و ۸۸-۱۰۰ (هل دادن) درصد فاز اتکا هنگام استفاده از کفش کارکرده با کاهش روبرو شده بود، با این‌وجود هیچ تفاوت معناداری در میزان دورسی‌فلکشن مچ پا و فلکشن زانو طی دو شرایط استفاده از کفش نو و کارکرده، در لحظه تماس پاشنه گزارش نشد [۱۹]. از آن جایی که عضله درشت‌نئی قدامی بزرگترین عضله دورسی‌فلکسور در ناحیه مچ پا است [۲۷]، کاهش میزان دورسی‌فلکشن مچ پا در گروه سالم طی زیرفاز هل دادن هنگام استفاده از کفش کارکرده می‌تواند ناشی از فعالیت کم این عضله در این شرایط باشد.

یافته‌های این مطالعه نشان داد که عامل کفش اثر معناداری بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در زیرفاز هل‌دادن دارد به طوری که میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو گروه سالم و دارای ژنوواروم هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده طی زیرفاز هل دادن نسبت به شرایط استفاده از کفش نو به‌ترتیب در حدود ۱۰ و ۸ درصد دچار کاهش شده است. کانگ و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که میزان پلانتار فلکشن مفصل مچ پا هنگام استفاده از کفش کارکرده طی مرحله برداشته شدن پنجه از روی زمین نسبت به استفاده از کفش نو با کاهش روبرو شد [۲۸]. عضله دوقلو داخلی عضله‌ای ضد جاذبه بوده که نقش مهمی در راه‌رفتن دارد [۲۹]. این عضله در زیرفاز میانه اتکا در زمان خم شدن مفصل زانو فعال شده و فعالیت آن به‌طور ناگهانی در زیرفاز هل دادن افزایش می‌یابد، همچنین در بخش اولیه فاز نوسان نیز در خم کردن مفصل زانو برای جلوگیری از برخورد پا به زمین ایفای نقش می‌کند [۳۰]. نشان داده شد که افراد مبتلا به ژنوواروم 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 ساب‌تالار و تارسال میانی را در صفحه فرونتال کنترل نمایند.

یافته‌های پژوهش نشان دادند که اثر عامل کفش بر میزان طیف فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی فاز اتکا معنادار می‌باشد به‌علاوه یافته‌ها 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 می‌باشد، همچنین 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 ۱۴ درصد با کاهش روبرو بود. یافته‌ها حاکی از این بودند که عامل گروه نیز اثر معناداری بر میزان فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی در زیر فاز کاهش شتاب دارا می‌باشد. هربات و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند که میزان فلکشن زانو در ۱۰ درصد پایانی فاز اتکا (زیرفاز هل دادن) هنگام استفاده از کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو با کاهش روبرو شد [۱۹]. مطالعاتی که فعالیت الکترومایوگرافی عضله چهارسرانی را در گروه دارای ژنوواروم مورد بررسی قرار داده‌اند، گزارش کرده‌اند که تغییراتی در فعالیت این عضله در مقایسه با افراد سالم وجود دارد و در طی انقباضات ایزومتریک و ایزوکینتیک درصد استفاده از نرون‌های حرکتی عضله چهارسرانی در افراد مبتلا به ژنوواروم بیشتر از افراد سالم است.

یافته‌های مربوط به عضله پهن‌خارجی 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 ژنوواروم طی زیرفاز شتاب گیری به‌طور معناداری در حدود ۱۰ درصد هنگام راه رفتن با کفش کارکرده نسبت به کفش نو کاهش یافته است. گزارش شده است که درصد استفاده از نرون‌های حرکتی عضله چهارسرانی در زمان انقباض پویا در افراد دارای ژنوواروم نسبت به افراد

www.SID.ir

Archive of SID

سالم، بیشتر بود. همچنین نتایج نشان داد که میزان فرکانس فعالیت عضله دوسررانی در گروه سالم طی زیر فاز پاسخ بارگیری و در گروه دارای ژنوواروم طی زیر فاز هل دادن هنگام اجرای تکلیف با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌طور معناداری به‌ترتیب در حدود ۱۵ و ۱۷ درصد کاهش یافته است. مطالعات نشان داده‌اند که هم‌انقباضی گروه عضلات همسترینگ با عضله چهارسررانی نقش عمده‌ای در مقابله با نیروهای واروس و والگوس خارجی وارده بر زانو دارد. عضله دوسررانی در برابر نیروهایی که در جهت واروس به زانو وارد می‌شوند، مقابله می کند.

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل کفش بر میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در زیرفاز پاسخ بارگیری معنادار می‌باشد. به‌علاوه میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری در گروه سالم طی زیرفاز پاسخ بارگیری هنگام راه‌رفتن با کفش کارکرده در مقایسه با کفش نو به‌صورت معناداری در حدود ۱۲ درصد دچار کاهش شد. از آنجایی‌که گروه عضلات همسترینگ آنتاگونیست لیگامنت صلیبی قدامی هستند، ضعف در فعالیت این عضلات زمینه‌ساز بروز آسیب‌های لیگامنت صلیبی قدامی خواهد بود [۲۷]. به‌دلیل این‌که استفاده از کفش‌های کارکرده کاهش میزان فرکانس عضله نیم‌وتری را موجب می‌شود، ممکن است 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 می شود.

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 ژنوواروم 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

1. 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
2. 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
3. Thomann KH, Dul MW. Abnormal gait in neurologic disease. Optom Clin. 1996;5(3-4):181-92. pmid: 8972513
4. 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
5. 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.
6. Jafarnezhadgero 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
7. Jafarnezhadgero 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
8. 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
9. 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
10. 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
11. 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
12. Jafarnezhadgero 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
13. 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
14. 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.

www.SID.ir

Archive of SID

2014;21(3):688-93. doi: 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 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 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
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 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 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 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 pmid: 11916889
22. Jafarnezhadgero 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 pmid: 29861259
23. Jafarnezhadgero 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 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, Jafarnezhadgero 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 pmid: 29413451
26. Cohen J. A power primer. Psychol Bull. 1992;112(1):155-9. doi: 10.1037//0033-2909.112.1.155 pmid: 19565683
27. Oatis C. The Mechanics & Pathomechanics of Human Movement. Philidelphia: 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 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.

www.SID.ir