Sport Medicine Studies **Volume 12, No 28, 2021, Page 55-70**

Research Paper

Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes

AA. Jafarnezhadgero[1], M. Zivari[2]

1. Associate Prof. of Sport Biomechanics, Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)
2. M.Sc of Sport Biomechanics, Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received Date: 2021/02/24 **Accepted Date: 2021/04/21**

Abstract

Most sports injuries occur during fatigue. The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes. In this study, 14 individuals with genu varus and 15 healthy control ones aged 20-30 years volunteered to participate. Muscle activities were recorded using a Biometric system. Findings demonstrated greater gluteus medius activity in the healthy group compared to the genu varus group. The main effect of fatigue on tibialis anterior activity during the loading phase and mid-stance phase was significant. Overall, because of different tibialis anterior and semitendinosus performance in the genu varus group compared with the healthy group during running before and after fatigue protocol, rehabilitation of these muscles is essential in genu varus individuals.

Keywords: Agility Shoes, Electromyography, Running

1. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com
2. Email: zmitra1991@gmail.com

Extended Abstract

Objectives

The term fatigue though can refer to both physical and mental exhaustion due to prolonged stimulation or exertion. As such, it is a phenomenon of interest to many scientific disciplines, including the science of coaches and players, as it is used in a variety of contexts. Most sports injuries occur during fatigue. Fatigue can induce postural instability and even lead to falls. However, most current methods and treatments to delay or reduce the fatigue process require long preparatory time or large and expensive equipment. The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes.

Methods

In this study, 14 individuals with genu varus and 15 healthy control ones aged 20-30 years volunteered to participate. The research protocol was approved by the Ethics Committee of the Medical Sciences University of Ardabil, Iran. All participants provided their written informed consent to participate in this study. All participants were right-footed. Both before and after the test, a wireless electromyography system (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est, Newport, UK) with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 MΩ; and common-mode rejection ratio of >110 dB) was used to record the activity of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis, biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis, vastus medialis, and rectus femoris as well asgluteus medius muscles of the right leg. For the running trials, participants were familiarized with the laboratory situation by walking three times across the walkway. A force plate (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) was used to collect ground reaction force data of the right foot at 1000 Hz. ground reaction force data were low-pass filtered using a 20 Hz. Specific gait characteristics (heel strike and toe off) were extracted from the walking trials using the force plate. For this purpose, a 10 N threshold was used to detect the stance phase of the gait cycle. A trial was considered successful if the right foot landed in the middle of the force plate and if electromyography signals were artefact-free upon visual examination of the online screen. Three successful running trials were assessed for each condition and used for further data analyses. Muscle activities were recorded before and after the fatigue protocol. A separate 2 (groups: genu varus group vs healthy group) × 2 (time: pre vs. post-test) ANOVA with repeated measures on time was computed. Post-hoc analyses were calculated using Bonferroni tests.

Results: Statistical analysis indicated a significant main effect of group for medial gastrocnemius activity during loading phase ($p = 0.042$). The paired-wise comparison showed greater medial gastrocnemius activity during the loading

phase in the healthy group than that genu varus group. Statistical analysis demonstrated significant main effect of group for gluteus medius during loading ($p = 0.003$) and swing ($p = 0.012$) phases. Findings suggested greater gluteus medius activity in the healthy group compared to the genu varus group. Main effect of fatigue on tibialis anterior activity during loading ($p = 0.022$) and mid-stance phase ($p = 0.031$) were significant. The paired-wise comparison displayed greater tibialis anterior activity during loading and mid-stance phases after fatigue protocol compared with before fatigue protocol. Statistical analysis demonstrated significant interaction effects of group and fatigue for tibialis anterior activity during mid-stance phase ($p = 0.039$). Statistical analysis represented significant interaction effects of group and fatigue medial gastrocnemius activity during the loading phase ($p = 0.018$) and swing phase ($p = 0.014$). Statistical analysis indicated significant interaction effects of group and fatigue rectus femoris activity during loading phase ($p = 0.014$). Statistical analysis exhibited significant interaction effects of group and fatigue semitendinosus activity during swing phase ($p = 0.016$).

Conclusion

The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes. Overall, because of different tibialis anterior and semitendinosus performance in the genu varus group compared with the healthy group during running before and after fatigue protocol, rehabilitation of these muscles is essential in genu varus individuals. However further study is needed to better establish this issue.

Keywords: Agility shoes, Electromyography, Running

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۲، شماره ۲۸، پاییز و زمستان ۱۳۹۹. صص ۷۰-۵۵

مقالهٔ پژوهشی

اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتزی طی دویدن با کفش چابکی

امیرعلی جعفرنژادگرو[1]، میترا زیوری[2]

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ ارسال۱۳۹۹/۱۲/۰۶ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۰۱

چکیده

اغلب آسیب‌های ورزشی در زمان خستگی رخ می‌دهند. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی طی دویدن با کفش چابکی است. در این مطالعهٔ نیمه‌تجربی ۱۴ نفر مرد مبتلا به زانوی پرانتزی و ۱۵ فرد سالم در دامنهٔ سنی ۲۰ تا ۳۰ سال شرکت کردند. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از سیستم الکترومایوگرافی بایومتریک استفاده شد. نتایج نشان داد فعالیت عضلهٔ سرینی میانی در گروه سالم از با گروه پای پرانتزی بزرگ‌تر است. اثر عامل خستگی بر فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری از لحاظ آماری معنادار بود. به‌طور کلی، با توجه به عملکرد متفاوت دو عضلهٔ درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری طی دویدن قبل و بعد از خستگی، در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، در مقایسه با افراد سالم، توان‌بخشی این دو عضله در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی ضروری است.

واژگان‌کلیدی: کفش چابکی، الکترومایوگرافی، دویدن

1. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com
2. Email: zmitra1991@gmail.com

مقدمه

دویدن طی سال‌های اخیر، مقبولیت زیادی در سراسر دنیا پیدا کرده و متقابلاً مطالعات مربوط به مکانیک دویدن نیز افزایش یافته است (۱,۲). دویدن مزیت‌های زیادی برای افراد دارد که عبارت‌اند از: تقویت سیستم قلبی-عروقی، افزایش جریان خون و کمک به کاهش وزن (۳). آسیب در ورزش اجتناب‌ناپذیر است و آسیب‌های مربوط به هر رشتهٔ ورزشی نیز در ناحیه‌ای ویژه از بدن رخ می‌دهد. در جهان، هر ساله افراد زیادی آسیب‌های مربوط به دویدن را تجربه می‌کنند (۴,۵). در هر سال تقریباً ۳۵ تا ۶۰ درصد دوندگان دچار آسیب می‌شوند (۱). درصد آسیب در دوندگان رقابتی و تفریحی از ۳/۲ تا ۸۴/۹ درصد گزارش شده است (۴). با توجه به افزایش تصاعدی آسیب‌های ناشی از دویدن، یعنی در هر ۱۰۰۰ ساعت دویدن حدوداً ۲/۵ تا ۳/۸ آسیب (۶)، پیدا کردن شیوه‌های علمی برای کاهش آسیب‌های ناشی از دویدن اهمیت زیادی دارد. باوجود فوایدی که دویدن برای سلامتی افراد دارد، هنگام خستگی میزان نیروی برشی وارد بر اندام تحتانی افزایش می‌یابد و سبب بروز آسیب در قسمت پایین‌تنه، به‌ویژه در زانو و مچ پا می‌شود. زانوی پرانتزی یکی از متداول‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که از طریق ایجاد گشتاور داخلی روی مچ پا و مفصل پا، بر کنترل وضعیت اثر می‌گذارد (۷). عارضهٔ زانوی پرانتزی با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی طی راه رفتن و دویدن همراه است. طی دویدن، میزان بار منتقل‌شده روی طبق داخلی حدود ۲/۵ برابر بیشتر از میزان بار واردشده روی طبق خارجی است و مقدار این بار در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی با شدت متوسط تقریباً ۳/۳ بیشتر است (۸). وجود نیروهای عکس‌العمل زمین به سمت بالا در سه بعد قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، موقعیت تشریحی، آسیب‌های قبلی، مکانیک راه - رفتن ضعیف، سعی و خطاهای آموزشی همگی با آسیب‌های شدید ارتباط دارند (۴,۹,۱۰). به همین دلیل پیدا کردن مداخلات درمانی برای کاهش نرخ آسیب اهمیت زیادی دارد.

سعی بر این است تا برای کاهش آسیب‌های مربوط به دویدن، کفش‌های دویدن طوری طراحی شوند که قابلیت افزایش انعطاف‌پذیری و بهبود جذب شوک در مواجهه با مقادیر نیروی واکنش زمین را داشته باشند و همچنین ثبات حرکت را بهبود بخشند تا از آسیب‌های احتمالی جلوگیری کنند. نشان داده شده است که کفش دارای پستینگ[1] در بخش داخلی سبب کاهش سرعت چرخش درشت‌نی می‌شود، همچنین مشخص شده است این کفش‌ها باعث کاهش سرعت چرخش اورژن می‌شود (۱۱,۱۲). با این حال، پژوهش‌های دیگر نشان داده‌اند ساختار کفش تأثیر چشم‌گیری در سینماتیک اندام تحتانی در حین دویدن ندارد (۱۳,۱۴). استفاده از کفش‌های طبی مختلف که بر اساس اصول بیومکانیکی طراحی شده‌اند، می‌توانند الگوی حرکتی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار

1. Posting

دهند (۱۵)؛ برای مثال، کفش‌های ناپایدار که با ایجاد حرکات اضافی در بدن، تعادل بدن را بر هم می‌زنند و موجب افزایش نیازهای تعادلی بدن می‌شوند. این مسئله احتمالاً بتواند به گسترش برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی کمک کند (۱۵). تعدادی از مطالعات نشان داده‌اند استفاده از کفش‌های طبی حین فعالیت می‌تواند از میزان پرونیشن بیش از حد پا و گشتاور اداکتوری مفصل زانو بکاهد (۱۶). زیفچک[1] و دیویس[2] گزارش کردند کفش طبی پرونیشن اضافی پا را محدود می‌کند و به دنبال آن از حرکات چرخشی اضافی اندام تحتانی که باعث افزایش فشارهای مکانیکی بر بدن می‌شود، جلوگیری می‌کنند (۱۷). اغلب مطالعات گذشته به بررسی اثر کفش‌های تولید خارج از کشور بر مکانیک راه رفتن و دویدن پرداخته‌اند، با وجود این تا کنون بررسی علمی تأثیر کفش‌های ساخت داخل کشور بر مکانیک دویدن ارزیابی نشده است. کفش مدل چابک کفشی چندمنظوره و از جدیدترین سری کفش‌های ورزشی است. کفی این کفش از جنس پلی اورتان است که احتمالاً می‌تواند در جذب شوک و کاهش فعالیت عضلانی موثر باشد. رویهٔ این کفش از جنس بافت با تراکم بالاست. این کفش وزن کمی دارد؛ بنابراین، احتمالاً انرژی کمتری از فرد می‌گیرد. عضلات درشت‌نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن خارجی، راست رانی، پهن داخلی، دوسر رانی، و سرینی میانی از جمله عضلات سطحی حرکت‌دهندهٔ بدن طی دویدن به شمار می‌روند (۱۵)؛ بنابراین، بررسی فعالیت این عضلات طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن اهمیت فراوانی دارد. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر پروتکل خستگی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی طی دویدن با کفش چابکی است.

روش پژوهش

نوع این پژوهش نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. جامعهٔ آماری پژوهش، کلیهٔ دانشجویان مرد دانشگاه محقق اردبیلی بود که در سال تحصیلی ۹۷-۹۸ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند. نمونهٔ آماری به‌صورت در دسترس انتخاب شد. ۱۴ نفر مرد فعال در گروه زانوی پرانتزی با (میانگین سن، قد و وزن به‌ترتیب برابر ۲۱/۵۷±۲/۳۴ سال، ۱۷۶/۷۸±۵/۳۸ سانتی‌متر و ۶۷/۳۵±۴/۲۵ کیلوگرم) و ۱۵ نفر مرد فعال در گروه سالم با (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۲۳/۲۰±۱/۷۸ سال، ۱۷۷/۴۰±۵/۹۳سانتی‌متر و ۶۹/۰۶±۸/۸۴ کیلوگرم) انتخاب شدند.

تشخیص پرانتزی بودن با استفاده از کولیس صنعتی تغییرشکل‌یافته با دقت ۰/۱ میلی‌متر ارزیابی اولیه از زانو به عمل آمد. ورزشکار حرفه‌ای بودن، سابقهٔ آسیب‌دیدگی و شکستی در یک سال

1. Zifchock
2. Davis

گذشته و جراحی در اندام تحتانی که به ناتوانی در دویدن منجر شود از معیارهای خروج از پژوهش بودند. پیش از اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل وزن، سن، سابقهٔ ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته و ... جمع‌آوری شد. به‌منظور انجام طرح پژوهش، نامهٔ تأییدیه از کمیتهٔ اخلاق در مطالعات پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.135 دریافت شد.

چنانچه فاصلهٔ بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو در حالت ایستاده، در حالی که فرد بدون هیچ‌گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم چسبانده، بیش از ۴/۵ سانتی‌متر بود به‌منزلهٔ ناهنجاری زانوی پرانتزی در نظر گرفته شد (۱۸). درجهٔ زانوی پرانتزی برای همهٔ افراد بین ۴/۵ تا ۸ سانتی‌متر بود.

پیش از الکترودگذاری ابتدا پای برتر آزمودنی با استفاده از شوت توپ فوتبال مشخص شد تا الکترودگذاری روی پای برتر انجام شود. برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، ابتدا محل عضلات مورد نظر به‌منظور کاهش مقاومت مو زدایی و با الکل طبی و پنبه تمیز شد. الکترودها دوقطبی بودند و فاصلهٔ مرکز تا مرکز هر الکترود ۲۰ میلی‌متر بود. برای تشخیص محل دقیق الکترودها از لمس برجستگی‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده شد. بعد از تشخیص برجستگی‌های الکترودها در راستای تارهای عضلانی متصل شدند (۱۹). سپس، الکترود-های سطحی روی عضلات درشت‌نی قدامی، عضلهٔ دوقلوی داخلی، عضلهٔ راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، عضلهٔ دوسر رانی، نیم‌وتری و سرینی‌میانی طبق پروتکل اروپایی سنیام قرار گرفت (۲۰) (تصویر ۱).

شکل ۱- محل نصب الکترودها

شرکت‌کنندگان یک جلسه در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی حضور یافتند. طی آزمون، آزمودنی‌ها، قبل و بعد از خستگی، کوشش‌های دویدن خود را با کفش چابکی اجرا کردند. کفش مدل چابک کفشی چندمنظوره و از جدیدترین سری کفش‌های ورزشی است. کفی این کفش از جنس پلی‌اورتان است که احتمالاً بتواند در جذب شوک و کاهش فعالیت عضلانی مؤثر باشد. ارتفاع لژ یا همان کفی کفش ۳/۵ سانتی‌متر است. رویهٔ این کفش از جنس بافت با تراکم بالاست. این کفش وزن کمی دارد؛ بنابراین، احتمالاً انرژی کمتری را از فرد می‌گیرد (تصویر شمارهٔ ۲). ترتیب کوشش‌های دویدن با هر کفش تصادفی بود. طی کوشش‌های دویدن، مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات و نیروی عکس‌العمل زمین ثبت شد. از دستگاه تخته‌نیروی برتک ساخت آمریکا برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین و دستگاه الکترومایوگرافی[1] برای محاسبهٔ میزان فعالیت عضلات استفاده شد.

نرخ نمونه‌برداری تخته‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. ابتدا آزمودنی‌ها برای آشنایی با محیط آزمایشگاه و اجرای حرکت صحیح دویدن پاشنه-پنجه، پنج دقیقه تمرینات گرم کردن را اجرا کردند. سه کوشش دویدن پاشنه-پنجه برای آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی خواسته شد تا سه مرتبه تکلیف دویدن را با کفش چابکی (تصویر شمارهٔ ۲) و با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه انجام دهد. بین هر کوشش یک دقیقه استراحت به افراد داده می‌شد.

نحوهٔ اجرای پروتکل خستگی به این صورت بود که فرد روی تردمیل بدون شیب شروع به دویدن می‌کرد و هم‌زمان ضربان قلبش به‌صورت مداوم با دستگاه پولار ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها این آزمون را با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه شروع می‌کردند و سرعت تردمیل بعد از هر دو دقیقه به اندازهٔ یک کیلومتر بر ساعت افزایش پیدا می‌کرد. شدت خستگی با استفاده از مقیاس بورگ ۱۵ امتیازی ثبت می‌شد. بیشترین ضربان قلب با استفاده از معادلهٔ سن-۲۲۰ محاسبه می‌شد. پروتکل خستگی دو دقیقه بعد از زمانی در نظر گرفته می‌شد که فرد امتیاز ۱۷ را در مقیاس بورگ کسب می‌کرد یا به ۸۰ درصد ضربان قلب بیشینهٔ خود می‌رسید (تصویر شمارهٔ ۳). در این پژوهش برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از روش باتروورث میان‌گذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و برای داده-های کینتیکی از باتروورث پایین‌گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز استفاده شد. در این پژوهش، مقادیر ریشهٔ میانگین مجذور[2] سیگنال الکترومایوگرافی طی فازهای مختلف دویدن استخراج شد. فازهای مختلف دویدن با استفاده از داده‌های حاصل از دستگاه تخته‌نیرو مشخص شد. برای مشخص کردن لحظهٔ تماس پاشنه و بلند شدن پنجه از زمین از میزان نیروی عمودی برابر ۲۰ نیوتن استفاده شد.

1. EMG Pre-Amplifier, Biometrics Ltd,. Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom
2. Root Mean Square (RMS)

فازهای دویدن شامل پاسخ بارگذاری، میانهٔ اتکا، هل دادن و نوسان بود. برای نرمال کردن داده‌های الکترومایوگرافی از آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) استفاده شد.

شکل ۲- کفش چابکی

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو- ویلک و همسان بودن دو گروه با استفاده از آزمون لون تأیید شد. برای مقایسهٔ داده‌ها طی دو وضعیت دویدن با کفش چابکی قبل و بعد از خستگی از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری (گروه=۲*شرایط=۲) استفاده شد (۲۱). تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس‌پی‌اس‌اس نسخهٔ ۲۵ انجام شد.

شکل ۳- پروتکل خستگی روی تردمیل

نتایج

اثر عامل گروه بر فعالیت عضلهٔ دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنادار بود (p=۰/۰۴۲) (جدول شمارهٔ ۱). مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضلهٔ دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری در گروه سالم از گروه پای پرانتزی بزرگ‌تر است. همچنین اثر عامل گروه بر فعالیت الکتریکی عضلهٔ سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگذاری (p=۰/۰۰۳) و همچنین طی فاز نوسان (p=۰/۰۱۲) از لحاظ آماری معنادار بود. مقایسهٔ جفتی نشان داد فعالیت عضلهٔ سرینی میانی طی دو فاز پاسخ بارگذاری و نوسان در گروه سالم از گروه پرانتزی بزرگ‌تر است. اثر عامل خستگی بر فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری (p=۰/۰۲۲) و همچنین طی فاز میانهٔ اتکا (p=۰/۰۳۱) از لحاظ آماری معنادار بود. مقایسهٔ جفتی نشان داد میزان فعالیت درشت‌نی قدامی طی پس‌آزمون از پیش‌آزمون بزرگ‌تر است. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی در عضلهٔ درشت‌نی قدامی طی فاز میانهٔ اتکا (p=۰/۰۳۹) و همچنین اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری (p=۰/۰۱۸) و همچنین در فاز نوسان (p=۰/۰۱۴) از لحاظ آماری معنادار است. اثر تعاملی خستگی و گروه برفعالیت الکتریکی عضلهٔ راست رانی طی فاز پاسخ بارگذاری (p=۰/۰۱۴) و همچنین بر فعالیت الکتریکی عضلهٔ نیم‌وتری طی فاز نوسان (p=۰/۰۱۶) از لحاظ آماری معنادار بود (جدول شمارهٔ ۱).

جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پرانتزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نئی قدامی	پاسخ بارگذاری	۴۰/۱۶±۲۳/۴۰	۴۸/۱۹±۸۳/۳۳	۴۳/۴۲±۹۹/۷۶	۴۳/۲۳±۱۰/۲۳	۰/۸۷۸	۰/۰۲۲	۰/۱۳۴
	میانهٔ اتکا	۴۸/۳۳±۸۹/۴۶	۵۵/۱۶±۹۹/۶۵	۴۲/۲۸±۷۷/۲۱	۵۳/۲۴±۰۲/۱۲	۰/۹۶۳	۰/۰۳۱	۰/۰۳۹
	هل دادن	۳۴/۲۰±۳۵/۰۶	۳۹/۲۰±۱۵/۵۵	۴۳/۲۳±۳۶/۱۵	۵۳/۲۰±۸۷/۱۰	۰/۰۷۵	۰/۶۲۲	۰/۸۲۲
	نوسان	۳۳/۸±۵۸/۹۶	۳۸/۱۵±۷۹/۱۸	۴۰/۲۵±۴۶/۵۸	۴۲/۲۲±۴۹/۲۶	۰/۵۸۹	۰/۸۲۰	۰/۲۴۴

ادامهٔ جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پرانتزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
دوقلوی داخلی	پاسخ بارگذاری	۱۶/۱۲±۹۹/۶۷	۱۵/۶±۳۰/۹۰	۱۲/۶±۱۶/۲۳	۱۲/۳±۵۲/۲۷	۰/۰۴۲	۰/۲۷۷	۰/۰۱۸
	میانهٔ اتکا	۷۹/۹۹±۱۵/۳۲	۷۳/۷۴±۷۶/۷۳	۴۹/۲۱±۱۳/۶۴	۵۰/۱۸±۸۹/۳۵	۰/۲۶۱	۰/۰۹۴	۰/۷۷۵
	هل دادن	۱۴۵/۱۰۰±۴۵/۹۷	۱۴۲/۱۰۳±۰۸/۶۵	۱۰۹/۳۶±۱۵/۸۴	۱۱۶/۵۴±۸۹/۸۲	۰/۱۶۶	۰/۷۱۶	۰/۲۰۲
	نوسان	۲۳/۱۷±۵۲/۵۲	۲۱/۹±۳۴/۶۱	۲۰/۱۵±۱۵/۴۹	۲۵/۲۲±۹۳/۷۲	۰/۶۵۹	۰/۸۱۱	۰/۰۱۴
پهن داخلی	پاسخ بارگذاری	۲۱/۱۵±۲۲/۹۰	۲۴/۱۹±۸۷/۹۵	۲۳/۱۶±۷۷/۸۶	۱۸/۱۱±۶۹/۲۰	۰/۷۷۲	۰/۱۱۸	۰/۷۸۴
	میانهٔ اتکا	۴۵/۲۵±۳۲/۳۷	۶۵/۴۵±۳۶/۲۷	۵۵/۲۸±۱/۸۳	۵۸/۳۶±۳۶/۳۸	۰/۶۰۶	۰/۰۵۳	۰/۵۳۸
	هل دادن	۷۵/۹۶±۳۶/۰۰	۷۹/۶۷±۷۹/۸۴	۹۳/۶۱±۹۳/۵۴	۸۰/۳۴±۸۸/۵۳ر	۰/۴۹۳	۰/۶۹۰	۰/۷۸۶
	نوسان	۲۹/۲۷±۶۴/۳۷	۲۶/۳۳±۰۰/۴۱	۳۷/۳۵±۵۸/۳۴	۳۶/۲۸±۵۹/۱۲	۰/۱۷۴	۰/۲۸۷	۰/۹۶۹
پهن خارجی	پاسخ بارگذاری	۳۹/۲۶±۸۶/۹۲	۳۵/۱۷±۸۰/۴۶	۲۶/۲۱±۶۲/۰۵	۳۸/۲۴±۷۳/۳۸	۰/۵۷۵	۰/۱۹۹	۰/۶۲۶
	میانهٔ اتکا	۱۰۸/۷۹±۶۰/۷۸	۱۰۰/۵۵±۶۶/۹۱	۸۲/۵۴±۱۳/۲۱	۱۰۱/۶۰±۴۵/۰۵	۰/۶۶۶	۰/۲۰۰	۰/۵۷۳
	هل دادن	۷۶/۵۶±۰۴/۱۳	۱۰۶/۵۴±۸۴/۶۶	۷۳/۴۳±۱۸/۶۴	۱۰۶/۸۵±۱۹/۴۷	۰/۶۲۴	۰/۸۴۹	۰/۳۱۱
	نوسان	۲۲/۲۷±۷۳/۱۷	۲۲/۴۲±۴۷/۷۸	۲۳/۲۶±۵۶/۶۷	۲۹/۳۸±۹۹/۹۲	۰/۵۱۵	۰/۱۲۵	۰/۸۲۰
راست رانی	پاسخ بارگذاری	۱۲/۴±۰۴/۹۹	۱۵/۶±۳۶/۱۵	۱۸/۱۲±۷۳/۰۲	۱۸/۶±۳۹/۹۸	۰/۱۰۸	۰/۲۱۴	۰/۰۱۴
	میانهٔ اتکا	۱۵/۸±۵۴/۸۶	۲۳/۱۰±۰۸/۵۶	۲۰/۱۰±۵۷/۱۵	۲۶/۱۱±۵۷/۱۱	۰/۵۷۰	۰/۶۵۲	۰/۰۶۵
	هل دادن	۱۶/۷±۳۳/۲۸	۲۸/۱۷±۸۶/۰۳	۲۱/۱۱±۷۳/۲۲	۳۱/۲۰±۲۲/۰۴	۰/۴۳۳	۰/۶۴۲	۰/۴۹۱
	نوسان	۱۳/۶۱±۱۳/۳۵	۱۷/۸±۳/۲۸	۱۹/۹±۳۵/۶۵	۲۲/۹±۰۱/۴۵	۰/۱۰۴	۰/۷۴۱	۰/۱۳۷

ادامهٔ جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پرانتزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
دوسر رانی	پاسخ بارگذاری	۲۱/۱۱±۶۰/۳۶	۲۴/۱۰±۷۶/۶۷	۱۵/۴±۵۸/۶۸	۲۷/۱۸±۰۶/۵۰	۰/۱۲۲	۰/۳۲۸	۰/۱۱۴
	میانهٔ اتکا	۲۹/۱۹±۲۳/۱۵۵	۲۷/۹±۹۷/۲۴	۲۱/۱۱±۱۱/۹۰	۲۵/۱۲±۱۴/۰۸	۰/۰۵۹	۰/۴۶۵	۰/۵۱۹
	هل دادن	۲۵/۱۱±۴۶/۵۵	۳۲/۱۳±۰۲/۵۴	۱۹/۱۶±۱۹/۲۴	۲۶/۱۳±۳۲/۳۸	۰/۰۸۳	۰/۹۰۲	۰/۹۷۶
	نوسان	۱۶/۸±۷۰/۱۹	۱۶/۶۶۰۸±۷۵	۱۲/۶±۳۷/۲۱	۱۶/۱۱±۷۴/۰۱	۰/۱۸۸	۰/۶۰۶	۰/۳۷۸
نیم-وتری	پاسخ بارگذاری	۱۹/۱۹±۵۳/۷۴	۲۰/۲۰±۹۵/۰۱	۱۷/۹±۴۶/۰۴	۲۵/۱۷±۵۳/۳۲	۰/۸۶۵	۰/۲۳۶	۰/۶۷۳
	میانهٔ اتکا	۲۰/۱۷±۳۱/۵۷	۲۲/۲۱±۲۵/۵۱	۱۴/۷±۸۹/۷۰	۱۹/۷±۵۷/۰۰	۰/۶۱۴	۰/۷۷۲	۰/۲۰۹
	هل دادن	۲۴/۳۹±۴۷/۳۸	۱۷/۲۰±۹۰/۶۱	۱۳/۷±۶۵/۹۲	۱۷/۸±۵۰/۸۴	۰/۴۵۵	۰/۱۵۵	۰/۳۰۱
	نوسان	۱۱/۶±۴۴/۷۰	۱۱/۱۰±۵۴/۷۱	۱۵/۸±۳۹/۰۰	۱۴/۹±۵۶/۶۶	۰/۸۱۱	۰/۵۹۹	۰/۰۱۶
سرینی میانی	پاسخ بارگذاری	۴۵/۳۸±۱۷/۵۹	۶۲/۳۶±۲۲/۵۶	۲۸/۱۶±۲۶/۹۲	۳۰/۲۲±۵۷/۵۸	۰/۰۰۳	۰/۰۵۶	۰/۶۳۴
	میانهٔ اتکا	۷۰/۶۰±۴۷/۷۰	۱۰۰/۶۷±۵۹/۰۸	۵۷/۵۴±۵۷/۳۶	۵۷/۳۴±۸۸/۳۰	۰/۰۵۰	۰/۶۰۶	۰/۴۶۷
	هل دادن	۶۴/۵۲±۰۲/۷۳	۹۲/۵۸±۹۰/۸۵	۷۰/۷۴±۷۲/۷۲	۴۸/۲۳±۰۸/۰۲	۰/۵۰۲	۰/۸۰۸	۰/۳۲۸
	نوسان	۳۶/۲۵±۱۴/۶۶	۵۵/۴۸±۹۰/۵۹	۲۶/۱۶±/۸۰	۲۴/۱۴±۲۷/۶۶	۰/۰۱۲	۰/۸۲۳	۰/۷۹۵

*** سطح معناداری P<۰/۰۵**

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفش چابکی بر فعالیت اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی، قبل و بعد از پروتکل خستگی، طی دویدن بود. نتایج نشان داد فعالیت عضلهٔ سرینی میانی در گروه سالم از گروه پرانتزی بزرگ‌تر است. همچنین، اثر عامل خستگی بر فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری از لحاظ آماری معنادار بود.

طی فاز پاسخ بارگذاری عضلهٔ درشت‌نی قدامی به صورت برون‌گرا درگیر است تا کف پا به آرامی با

زمین برخورد کند؛ انقباض برون‌گرای عضلهٔ درشت‌نی قدامی از ورود آسیب به کف پا جلوگیری می‌کند (۲۲). با وجود این، نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلافی در فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی دو گروه نشان نداد. یافته‌ها نشان داد فعالیت عضلهٔ دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری در گروه سالم از گروه پای پرانتزی بزرگ‌تر است. عضلهٔ دوقلوی داخلی ضدجاذبه است و نقشی مهم در دویدن دارد (۲۳-۲۵). این عضله در زیرفاز میانهٔ اتکا در زمان خم شدن مفصل زانو فعال می‌شود و فعالیت آن به‌طور ناگهانی در زیرفاز هل دادن افزایش می‌یابد. همچنین در بخش اولیهٔ فاز نوسان نیز در خم کردن مفصل زانو برای جلوگیری از برخورد پا به زمین ایفای نقش می‌کند (۲۴،۲۵). نتایج نشان داد فعالیت عضلهٔ سرینی میانی طی دو فاز پاسخ بارگذاری و نوسان در گروه سالم از گروه پرانتزی بزرگ‌تر است. قابل ذکر است که عضلهٔ سرینی میانی در فاز پاسخ بارگذاری طی راه رفتن و دویدن فعالیت می‌کندو فعالیتش طی این فاز به جذب شوک‌های وارد بر اندام تحتانی کمک می‌کند (۲۵). به همین دلیل فعالیت بیشتر این عضله در گروه سالم نشان‌دهندهٔ احتمال آسیب کمتر در افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به پای پرانتزی است. مقایسهٔ جفتی نشان داد میزان فعالیت درشت‌نی قدامی طی پس‌آزمون از پیش‌آزمون بزرگ‌تر است. همان طور که قبلا ذکر شد، فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی در فاز پاسخ بارگذاری به‌صورت برون‌گراست که به جذب شوک‌های وارشده کمک می‌کند (۲۲،۲۶). نتایج پژوهش حاضر نشان داد بعد از خستگی، فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی، در مقایسه با وضعیت قبل از خستگی افزایش پیدا می‌کند. این موضوع نشان می‌دهد بعد از خستگی عضلهٔ درشت‌نی قدامی با سازوکاری جبرانی فعالیت خود را افزایش می‌دهد تا از وارد شدن نیروهای بزرگ‌تر به کف پا بعد از خستگی جلوگیری کند. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی در درشت‌نی قدامی طی فاز میانهٔ اتکا و همچنین اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری و فاز نوسان از لحاظ آماری معنادار است. عضلهٔ درشت‌نی قدامی بزرگ‌ترین عضلهٔ دورسی‌فلکسور در ناحیهٔ مچ پاست. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی، قبل و بعد از خستگی، در گروه افراد سالم با افراد مبتلا به زانوی پرانتزی متفاوت است. از جمله علل تغییر در فعالیت عضلهٔ درشت‌نی قدامی می‌توان به تغییر راستای ساق پا در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی و در نتیجه تغییر رابطهٔ طول-تنش در این عضله اشاره کرد. باوجود این، اثبات دقیق‌تر این موضوع به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه نیاز دارد. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی عضلهٔ نیم‌وتری طی فاز نوسان از لحاظ آماری معنادار بود. از آنجا که گروه عضلات همسترینگ آنتاگونیست لیگامنت صلیبی-قدامی‌اند، ضعف در فعالیت این عضلات زمینه‌ساز بروز آسیب لیگامنت صلیبی-قدامی خواهد بود (۲۷). به‌دلیل اینکه خستگی موجب کاهش دامنهٔ عضلهٔ نیم‌وتری می‌شود، ممکن است آسیب‌های لیگامنت صلیبی-

قدامی را نیز در پی داشته باشد. عضلهٔ نیم‌وتری علاوه بر اینکه در عمل خم کردن زانو و تسهیل چرخش درشت‌نی روی ران نقش دارد، تأمین ثبات داخلی زانو را هم بر عهده دارد و ضعف آن موجب کاهش ثبات سمت داخلی زانو می‌شود. با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر، عملکرد عضلهٔ نیم‌وتری، قبل و بعد از خستگی، در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی با افراد سالم متفاوت است. در مطالعات گذشته تأثیر خستگی در مکانیک دویدن هنگام استفاده از کفش‌های چابکی ارزیابی نشده است. به همین دلیل امکان مقایسهٔ مستقیم نتایج پژوهش حاضر با مطالعات گذشته میسر نیست. نتایج پژوهش حاضر نشان داد به‌طور کلی عملکرد دو عضلهٔ درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در گروه افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به زانوی پرانتری، طی دویدن قبل و بعد از خستگی متفاوت است.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به استفادهٔ صِرف نمونهٔ مرد در پژوهش و همچنین ثبت نشدن کینماتیک دویدن اشاره کرد.

با توجه به عملکرد متفاوت دو عضلهٔ درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، در مقایسه با گروه افراد سالم، طی دویدن قبل و بعد از خستگی، توان‌بخشی این دو عضله در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی ضروری است.

پیام مقاله

عملکرد دو عضلهٔ درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در گروه افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی قبل و بعد از خستگی متفاوت اس،ت. با توجه به این موضوع اصلاح‌ساختار کفش‌های چابکی برای استفاده توسط افراد مبتلا به زانوی پرانتزی به‌منظور دست‌یابی به عملکردی مشابه با افراد سالم در این دو عضله در مطالعات آینده ضروری است.

سپاسگزاری

از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش و تمامی کسانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری کردند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

تعارض منافع

قابل ذکر است که نویسندگان این مقاله هیچ‌گونه ارتباط مادی یا معنوی با شرکت سازندهٔ کفش استفاده‌شده در پژوهش حاضر نداشته‌اند.

منابع

1. Begizew DM, Grace JM, van Heerden HJ. Lower-extremity running-related injuries among 10,000-meter long distance runners in Ethiopia. Journal of Human Sport and Exercise. 2019, 14(2): 358-373.

2. Besomi M, Leppe J, Mauri-Stecca MV, Hooper TL, Sizer PS. Training volume and previous injury as associated factors for running-related injuries by race distance: a cross-sectional study. Journal of Human Sport and Exercise. 2019, 14(3): 549-559.
3. Scherbenske AL. Multiplicity and Belonging among New York City Improviser-Composers, 2000-2011: Wesleyan University; 2014.
4. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-year prospective cohort study of overuse running injuries: the runners and injury longitudinal study (TRAILS). The American journal of sports medicine. 2018;46(9):2211-21.
5. Van Gent R, Siem D, van Middelkoop M, Van Os A, Bierma-Zeinstra S, Koes B. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. British journal of sports medicine. 2007;41(8):469-80.
6. Hulme A, Salmon PM, Nielsen R, Read GJ, Finch C. Closing Pandora's Box: adapting a systems ergonomics methodology for better understanding the ecological complexity underpinning the development and prevention of running-related injury. Theoretical Issues in Ergonomics Science. 2017;18(4):338-59.
7. 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. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2005;95(6):531-41.
8. 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.
9. Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. Journal of biomechanics. 1980;13(5):397-406.
10. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. Dynamic medicine. 2008;7(1):1-14.
11. Butler RJ, Davis IS, Hamill J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics .The American Journal of Sports Medicine. 2006;34(12):1998-2005.
12. TenBroek TM, Rodrigues PA, Frederick EC, Hamill J. Midsole thickness affects running patterns in habitual rearfoot strikers during a sustained run. Journal of applied biomechanics. 2014 ;30(4)521-528. (In Persian)
13. Hardin EC, Van Den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(5):838-44.
14. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg B, van den Bogert AJ ,Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. Clinical Biomechanics. 2000;15(1):54-64.
15. Gu Y, Lu Y, Mei Q, Li J, Ren J. Effects of different unstable sole construction on kinematics and muscle activity of lower limb. Human movement science. 2014;36:46-57.
16. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12(6):679-84.
17. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. Clinical biomechanics. 2008;23(10):1287-93.

18. Destieux C, Gaudreault N, Isner-Horobeti M, Vautravers P. Use of Postural Reconstruction® physiotherapy to treat an adolescent with asymmetric bilateral genu varum and idiopathic scoliosis. Annals of physical and rehabilitation medicine. 2013;56(4):312-26.
19. Hermens HJ ,Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology. 2000;10(5):361-74.
20. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). 2007.
21. Chin WW. Commentary: Issues and opinion on structural equation modeling. JSTOR; 1998.
22. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons ;2009.
23. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. Modern Rehabilitation. 2014;8(3): 24-29. (In persian)
24. 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. (In persian)
25. Keskula DR. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. Physical Therapy. 2004;84(3):291.
26. Oatis CA. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. Physical therapy. 1988;68(12):1815-21.
27. Hemsley K, Sitler M, Moyer R, Oatis C. Neuromuscular and psychological influences on range of motion recovery in anterior cruciate ligament reconstruction patients. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(4):684-92.

ارجاع‌دهی

جعفرنژادگرو امیرعلی، زیوری میترا. اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتزی طی دویدن با کفش چابکی. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۷۰-۵۵. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10190.1469

Jafarnezhadgero A. A, Zivari M. Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2021; 12 (28): 55-70. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10190.1469