Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

November and December 2023. Volume 12. Num 5

Research Paper

Comparing the Effects of Eight Weeks of Running on a Treadmill and on the Ground on Electrical Muscle Activity of Young Men With Genu Varum

Saedeh Naseri[1], ***AmirAli Jafarnezhadgero**[1], **Marefat Siahkoohian**[2]

1. Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Sports Physiology, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Naseri S, Jafarnezhadgero AA, Siahkoohian M. [Comparing the Effects of Eight Weeks of Running on a Treadmill and on the Ground on Electrical Muscle Activity of Young Men With Genu Varum (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(5):918-929. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.5.8

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.5.8

ABSTRACT

Background and Aims Weakness in the knee muscles and other components of the knee joint can cause various complications, including the genu varum. This study aims to investigate the effects of eight weeks of running on a treadmill and on the ground on muscle activities in individuals with genu varum.

Methods This is a quasi-experimental and laboratory study. Forty-five young men with genu varus were randomly divided into three groups: control, ground-based training, and treadmill training. Running exercises were performed for eight weeks in the training groups. The electrical activity of selected muscles was recorded by an electromyography system. For statistical analysis, repeated measures analysis of variance was used. The significant level was set at 0.05.

Results In the treadmill training group, the electrical activity of the biceps femoris and gastrocnemius medialis muscles increased significantly after training during the heel contact phase. In the ground-based training group, the electrical activity of the biceps femoris and vastus lateralis muscles significantly increased after training. In the swing phase of running, the electrical activity of the tibialis anterior, gluteus medius, and semitendinosus muscles was also significantly increased after training in the ground-based training group

Conclusion It seems that running on a treadmill may have been effective in improving muscle activity and preventing the progression of the knee genu varum.

Keywords Running, Treadmill, Genu varum, Electrical muscle activity

Received: 12 Aug 2021
Accepted: 21 Nov 2021
Available Online: 23 Nov 2023

**** Corresponding Author:***

AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor.

Address: Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (910) 5146214

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Extended Abstract

Introduction

Inefficiency in the muscles and components acting on the knee joint causes various complications, including the genu varum (bow legs). This deformity is characterized by (outward) bowing at the knee, which means that the lower leg is angled inward (medially) in relation to the thigh's axis, giving the limb overall the appearance of an archer's bow. In this deformity, medial angulation of both lower limb bones (femur and tibia) is usually involved. This study aimed to investigate the effects of eight weeks of running on a treadmill and the ground on muscle activity in individuals with genu varum.

Materials and Methods

This is a quasi-experimental study. The sample size was determined 15 per group using G*Power software. In this regard, 45 young males with genu varum were randomly divided into three groups: control, ground-based training, and treadmill training. Running exercises were performed for eight weeks in training groups. The electrical activity of selected muscles was recorded by electromyography (EMG). All participants were right-footed. For the genu varum detection, the criteria were a distance >3 cm between two medial knee epicondyles in the upright relaxed standing posture and a mechanical axis angle >1.3° in both knees. The exclusion criteria were a history of musculoskeletal surgery at the trunk and/or lower limbs, and having neuromuscular or orthopedic disorders.

A wireless EMG system (Biometrics Ltd., 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 activity of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (Gas-Med), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), and rectus femoris (RF), and gluteus medius (Glut-Med) muscles of the right leg. These muscles were selected due to their stabilizing function during running. Raw EMG signals were digitized at 1000 Hz and streamed via Bluetooth to a computer for further analysis. Shaving skin surface and cleaning with alcohol to place the electrodes over the selected muscles were done according to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM). Using a hand dynamometer, the maximal voluntary isometric contraction was assessed for each recorded muscle to normalize EMG during running. A bandwidth filter of 10–500 Hz and a notch filter of 50 Hz were used to smooth the EMG signals and to reduce artifacts from external sources. For statistical analysis, repeated measures analysis of variance was used in SPSS software, Version 21. The significant level was set at 0.05.

Results

The results showed that, in the treadmill training group, the electrical activity of BF and Gas-Med muscles increased significantly during the heel contact phase of running. In the ground-based training group, the electrical activity of BF and VL muscles significantly increased. In the swing phase of running, the electrical activity of TA, Glut-Med, and ST muscles in the ground-based training group were also significantly increased.

Conclusion

It can be concluded that running on a treadmill may have been effective in improving muscle activity and preventing the progression of the knee genu varum.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles, such as obtaining informed consent from the participants, protecting their confidentiality, and giving them the right to leave the study, were considered in this study. Ethical approval was obtained from the Ethics Committee of the Sport Sciences Research Center (Code: IR.SSRC.REC.1400.068)

Funding

This article was extracted from the master's thesis of the first author registered by the Department of Sports Management and Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili.

Authors' contributions

Authors contributed equally to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest

Acknowledgments

We thanks all subjects who participated in this study.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

مقایسه اثرات ۸ هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل و سطح زمین بر فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلابه زانوی پرانتزی

سعیده ناصری[۱]، *امیرعلی جعفرنژادگرو[۱]، معرفت سیاهکوهیان[۲]

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

Use your device to scan and read the article online

Citation Naseri S, Jafarnezhadgero AA, Siahkoohian M. [Comparing the Effects of Eight Weeks of Running on a Treadmill and on the Ground on Electrical Muscle Activity of Young Men With Genu Varum (Persian)] Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(5):918-929. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.5.8

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.5.8

چکیده

مقدمه و اهداف ناکارآمدی در عضلات و اجزای عمل‌کننده بر مفصل زانو باعث ایجاد عارضه‌های مختلفی می‌شود که ازجمله آن‌ها می‌توان به عارضه زانوی پرانتزی اشاره کرد. هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثرات ۸ هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل و سطح زمین بر فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلا به زانوی پرانتزی بود.

مواد و روش‌ها پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. ۴۵ پسر مبتلا به زانوی پرانتزی به‌صورت نمونه‌گیری در دسترس در ۳ گروه کنترل، تمرین روی زمین و تمرین روی تردمیل به‌طور تصادفی قرار گرفتند. تمرینات دویدن ۸ هفته در گروه‌های تمرینی اجرا شد. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از تحلیل واریانس ترکیبی با اندازه‌های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها نتایج نشان داد در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی بعد از اجرای تمرینات دویدن روی تردمیل، فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی و دوقلوی داخلی طی فاز تماس پاشنه افزایش معنی‌دار داشته است. همچنین نتایج نشان داد فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی و پهن خارجی در گروه افراد مبتلایان به زانوی پرانتزی بعد از تمرینات دویدن بر روی زمین افزایش معنی‌داری را نشان داده است. در فاز نوسان نیز نشان داده شد فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی، سرینی میانی و نیمه‌وتری در گروه مبتلایان به زانوی پرانتزی پس از اجرای تمرینات دویدن روی سطح زمین افزایش معنی‌داری دارد.

نتیجه‌گیری باتوجه‌به یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت احتمالاً دویدن بر روی تردمیل توانسته در بهبود فعالیت عضلات و همچنین در پیشگیری از پیشرفت عارضه زانوی پرانتزی مؤثر واقع شود.

کلیدواژه‌ها دویدن، تردمیل، زانوی پرانتزی، فعالیت الکتریکی عضلات

تاریخ دریافت: ۲۱ مرداد ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۳۰ آبان ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۱۰ آبان ۱۴۰۲

* **نویسنده مسئول:**
دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو
نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.
تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+
رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

وضعیت بدنی و راستای طبیعی آن از اهمیت بالایی برخوردار است که می‌تواند فعالیت‌های روزمره را تحت تأثیر قرار دهد. وضعیت بدنی نامطلوب سبب افزایش فشار بر ساختارهای حمایتی می‌شود. اندام تحتانی یکی از بخش‌های مهم بدن انسان است که ۳ عملکرد مهم حفظ تعادل، جذب نیروها در لحظه برخورد پا با زمین و انتقال نیروهای جلوبرنده را برعهده دارد [۱]. زانو به‌عنوان مهم‌ترین مفصل اندام تحتانی در تحمل وزن همواره در معرض آسیب‌ها و نقص‌ها قرار می‌گیرد. مفصل زانو توسط اجزای حرکتی متعددی محاصره شده است که باعث افزایش ثبات در این مفصل می‌شوند. عضلات همراه با تاندون‌ها و همچنین رباط‌های حمایت‌کننده از مفصل، وظیفه کنترل حرکات و محافظت از مفصل زانو در برابر شوک‌های ناگهانی را بر عهده دارند که نقص در عملکرد این اجزا می‌تواند مفصل زانو را در معرض آسیب‌های فراوانی قرار دهد. ناکارآمدی در عضلات و اجزای عمل‌کننده بر مفصل زانو باعث ایجاد عارضه‌های مختلفی می‌شود که از جمله آن‌ها می‌توان به عارضه زانوی پرانتزی اشاره کرد [۲، ۳].

وجود این عارضه، نیروهای وارده بر مفصل زانو را تغییر می‌دهد، به‌طوری‌که نیروی محوری، از مرکز مفصل زانو دورتر شده که باعث افزایش نیروی واکنش مفاصل می‌شود و تقریباً ۳/۵ برابر آن در کمپارتمان خارجی قرار می‌گیرد [۴]. افزایش شدت ناهنجاری زانوی پرانتزی باعث افزایش چرخش داخلی مچ پا شده و همچنین باعث افزایش چرخش داخلی استخوان درشت‌نی در طول فاز اتکا در راه رفتن می‌شود [۵]. همچنین بیان شده است که طی راه رفتن میزان بار منتقل‌شده بر روی کمپارتمان داخلی حدود ۲/۵ برابر بیشتر از میزان بار واردشده بر روی کمپارتمان خارجی است و مقدار این بار در افراد دارای زانوی پرانتزی با شدت متوسط (حدود ۹ درجه) تقریباً ۳/۳ برابر بیشتر است. پژوهش‌های قبلی نشان داده‌اند که احتمال ابتلا به استئوآرتریت کمپاتمان داخلی زانو ۱۰ برابر بیشتر از کمپاتمان خارجی است [۶، ۷]. استئوآرتریت زانو به محدودیت فعالیت بدنی و توانایی انجام فعالیت‌های زندگی روزمره مانند راه رفتن و دویدن منجر می‌شود [۳، ۸]. افراد مبتلا به زانوی پرانتزی اغلب در اجرای تمرینات و فعالیت‌های بدنی دچار اختلال می‌شوند. یکی از مهم‌ترین و پرکاربردترین فعالیت‌های مورداستفاده در تمامی رشته‌های ورزشی، دویدن است.

باتوجه‌به نقشی که زانو در انجام حرکات مختلف مانند دویدن دارد و در ایجاد راستای طبیعی اندام تحتانی با مفاصل ران و مچ پا در تعامل است، این مفصل از اهمیت بالایی برخوردار است. دویدن به‌عنوان یکی از اجزای فعالیت‌های ورزشی و در بعضی مواقع به‌عنوان فعالیت اصلی ورزشی در بین ورزشکاران مورد اجرا قرار می‌گیرد. دویدن به‌عنوان بخشی از تمرینات هوازی بین ورزشکاران مرسوم است.

باتوجه‌به اثرات مفید اجرای تمرینات هوازی بر کیفیت زندگی در سال‌های اخیر با پیشرفت فناوری، شاهد ارائه ابزارهای پیشرفته و زیبایی جهت اجرای تمرینات هوازی هستیم ازجمله این وسایل تردمیل است. هنگام استفاده از تردمیل به‌دلیل مجهز بودن دستگاه به دستگیره‌های محافظتی و کمک گرفتن ورزشکاران از آن‌ها در موارد نیاز و کنترل تعادل بیشتر هنگام دویدن، افراد حس راحتی و امنیت بیشتری هنگام دویدن بر روی تردمیل در مقایسه با دویدن روی زمین می‌کنند. همان‌طور که بیان شد استفاده از تردمیل به‌دلیل حمایت از وزن بدن و کنترل بار وارده بر اندام تحتانی، در توان‌بخشی افراد مبتلا به عارضه در اندام تحتانی کاربرد دارد. تردمیل‌ها محیط مناسب و راحتی را هم برای ارزیاب‌کننده و هم برای افراد دارد تا متغیرهایی مانند سرعت و شیب را کنترل کنند و فازهای چرخه راه رفتن را می‌توان به‌راحتی و سادگی ازطریق تردمیل تشخیص داد.

افراد مبتلا به عارضه زانوی پرانتزی نیز مانند تمامی افراد می‌توانند در فعالیت‌ها شرکت داشته باشند، اما نیروهای وارده بر مفاصل و اندام‌های این افراد متفاوت‌تر است که افزایش این نیروها و فشارها می‌توانند آسیب‌های فراوانی را به دنبال داشته باشند. دویدن یکی از فعالیت‌های ورزشی روزمره است که افراد در همان سنین کودکی به این مهارت دست می‌یابند. خستگی عضلات طی دویدن‌های طولانی باعث افزایش نیروهای تنشی، کرنشی و همچنین نیروی برشی در مفاصل اندام تحتانی شده و به تغییر در مکانیک دویدن منجر می‌شود [۹]. استرین عضلات همسترینگ [۱۰، ۱۱] و مجموعه عضلات چهار سر ران در ورزش‌هایی مانند دویدن که نیازمند به‌کارگیری حداکثر توان برای افزایش سرعت و شتاب هستند، اتفاق می‌افتد [۱۰]. ازاین‌رو افراد مبتلا به عارضه زانوی پرانتزی که میزان شیوع آسیب در آن‌ها بیشتر از افراد طبیعی است، بیشتر در معرض خطر وقوع انواع آسیب‌ها حین دویدن هستند. روش‌های مختلفی جهت بررسی تأثیرگذاری تمرینات پیشنهاد شده است که به‌علت تأثیر این تکنیک‌ها بر روی عضلات، بررسی فعالیت الکتریکی عضلات به‌عنوان یک روش مناسب به نظر می‌رسد. الکترومایوگرافی سطحی یکی از روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت‌زمان فعالیت‌های عضلات است که به‌طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی‌عضلانی ازجمله در مطالعات توان‌بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی استفاده می‌شود. از مزایای مهم الکترومایوگرافی می‌توان به غیرتهاجمی بودن و اقتصادی بودن آن اشاره کرد [۱۲].

با وجود مطالعات انجام‌شده بر روی دامنه فرکانس فعالیت عضلانی افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرانتزی در تکالیف مختلف حرکتی، این سؤال مطرح می‌شود که آیا دویدن بر روی تردمیل و دویدن روی زمین تفاوتی در فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلا به زانوی پرانتزی ایجاد می‌کند؟ ازاین‌رو هدف از پژوهش حاضر

بررسی اثرات ۸ هفته تمرین دویدن روی تردمیل و سطح زمین بر فعالیت الکتریکی افراد مبتلا به زانوی پرانتزی است.

مواد و روش‌ها

جامعه آماری پژوهش حاضر از افراد مبتلا به زانوی پرانتزی شهرستان اردبیل بودند. نرم افزار جی‌پاور نشان داد برای اندازه اثر برابر با ۰/۷، سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ و توان آماری برابر با ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین‌گروهی تعداد حداقل ۱۵ نمونه در هر گروه نیاز است. بنابراین ۴۵ پسر جوان مبتلا به زانوی پرانتزی از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی به‌صورت تصادفی در ۳ گروه تمرین بر روی تردمیل (۲۰ تا ۳۰ سال)، تمرین بر روی سطح زمین (۲۰ تا ۳۰ سال) و گروه کنترل (۲۰ تا ۳۰ سال) قرار گرفتند.

جهت بررسی میزان پرانتزی بودن زانو از روش اندازه‌گیری فاصله بین ۲ کندیل داخلی زانو به‌وسیله کولیس استفاده شد. برای این کار از آزمودنی خواسته شد تا بر روی کمر دراز بکشد و پاها را به‌صورت آزاد در کنار هم قرار دهد و در این حالت فاصله بین دو کندیل داخلی ران‌ها با استفاده از کولیس ساده اینسایز ساخت کشور چین با گستره اندازه‌گیری صفر تا ۲۰۰ میلی‌متر و دقت ۰/۰۲ میلی‌متر اندازه‌گیری شد.

شرایط ورود به پژوهش به این صورت بود: ۱. فاصله اپی‌کندیل‌های داخلی زانو ۲ تا ۵ سانتی‌متر؛ ۲. عدم سابقه گزارش درد در ۳ ماه گذشته؛ ۳. عدم سابقه جراحی اندام تحتانی؛ ۴. عدم سابقه شکستگی اندام تحتانی؛ ۵. نداشتن مشکلات عصبی‌عضلانی؛ ۶. دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال.

شرایط خروج از پژوهش: ۱. مشکلات عصبی‌عضلانی، ۲. سابقه جراحی در اندام تحتانی و تنه؛ ۳. نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از اجرای پژوهش؛ ۴. بروز هرگونه مشکل اسکلتی‌عضلانی حین انجام پژوهش [۱۳]. به‌علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش، آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین ۲ روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [۱۴]. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق از پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بود.

پژوهش حاضر در ۲ مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برگزار شد. آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دادند. هر مرحله با ۳ کوشش صحیح ثبت شد و کوشش‌های صحیح شامل ثبت کامل سیگنال‌ها ازطریق تمام الکترودها بود. سرعت دویدن به‌صورت خودانتخابی بود. آزمودنی‌ها در ابتدای هر ۲ مرحله آزمون به‌مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن به‌صورت حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون حرکات سرد کردن توسط آزمودنی‌ها انجام شد. پس از انجام مرحله پیش‌آزمون، گروه‌های تمرین جهت انجام تمرینات دویدن بر روی تردمیل و سطح زمین به‌مدت ۸ هفته مشغول تمریناتی که توسط مربیان آموزش داده شده بود، شدند.

پس از اجرای پیش‌آزمون توسط تمامی آزمودنی‌ها، گروه‌های تمرین به‌مدت ۸ هفته به اجرای تمرینات دویدن پرداختند. تمرینات یک روز در میان و ۱۲ جلسه در ۸ هفته اجرا شد. گروه تمرین بر روی تردمیل پس از توجیه آزمودنی‌ها توسط فیزیولوژیست و مربی ورزشی (چگونگی استفاده از تردمیل، کفش مناسب دویدن بر روی تردمیل، نحوه توقف دستگاه با استفاده از کلید توقف و غیره) مشغول دویدن بر روی تردمیل شدند. برای سنجش ضربان قلب آزمودنی‌ها از ضربان‌سنج پولار ساخت کشور فنلاند[1] استفاده شد. تمامی آزمودنی‌ها با ضربان قلب ۶۰ درصد بیشینه خود (به‌وسیله فرمول ۲۲۰- سن آزمودنی‌ها= ضربان قلب بیشینه (×۰/۶) به دست آمد) و با شیب صفر به‌مدت ۲۰ دقیقه بر روی تردمیل مشغول دویدن شدند. آزمودنی‌ها قبل از دویدن گرم کردن را با اجرای حرکات کششی و تحرکی انجام دادند. پس از اتمام هر جلسه تمرین سرد کردن توسط آزمودنی‌ها انجام شد. گروه دویدن بر روی زمین نیز مانند گروه تمرین بر روی تردمیل تمرینات را انجام دادند. در مدت‌زمان حضور آزمودنی‌ها در تمرینات، آن‌ها در هیچ فعالیت بدنی دیگری شرکت نکردند.

فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی[2]، دوقلوی داخلی[3]، پهن داخلی[4]، پهن خارجی[5]، راست رانی[6]، دوسر رانی[7]، نیمه وتری[8] و عضله سرینی میانی[9] سمت راست طی دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۸[10] کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دوقطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی نقره/کلریدنقره دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم؛ نسبت رد شایع حالت > ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند [۱۵]. همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز قرار گرفت. محل

1. PolarElectro, Finlad
2. Tibialis anterior muscle
3. Gastrocnemius muscle
4. Vastus medialis muscle
5. Vastus lateralis muscle
6. Rectus femoris muscle
7. Biceps femoris muscle
8. Semimembranosus muscle
9. Glutaeus medius muscle
10. Electromyography (EMG) (biometrics ltd, uk)

جدول ۱. شاخص‌های آماری سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (n=۱۵)

مشخصات	میانگین±انحراف‌معیار			معناداری
	کنترل	تمرین تردمیل	تمرین روی سطح	
سن (سال)	۲۳/۱۴±۲/۹۶	۲۱/۷۱±۲/۲۸	۲۱/۱۴±۲/۳۳	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱/۸۲±۰/۰۶	۱/۷۶±۰/۰۶	۱/۷۸±۰/۰۵	۰/۷۱۷
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۱۵±۱/۵۰	۸۳/۳۵±۱/۱۰	۸۲/۲۵±۱/۸۴	۰/۳۸۸
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۶/۳۰±۱/۶۸	۲۶/۱۴±۳/۳۳	۲۵/۵۴±۲/۱۲	۰/۲۰۵

سطح معنی‌داری P>۰/۰۵

طب توانبخشی

عضلات منتخب و اعمالی، مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول-C_2H_5OH) طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد [۱۶]. برای محاسبه دامنه فعالیت الکتریکی عضلات از روش ریشه میانگین مجذور خطا[11] استفاده شد. اوج فعالیت عضلات یادشده به‌صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی[12] ثبت شد. با استفاده از نرم‌افزار متلب[13] و Biometrics datalite تمامی داده‌های الکترومایوگرافی مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصل در اکسل ثبت شد.

جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک از آزمون شاپیرو ویلك[14] استفاده شد. جهت گزارش آمار توصیفی از میانگین و انحراف‌معیار استفاده شد. در بخش آمار استنباطی از آزمون آماری تحلیل واریانس ترکیبی با اندازه‌های تکراری (آنووا)[15] جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون ۲ گروه استفاده شد. از محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معنی‌داری برابر P<۰/۰۵ استفاده شد.

11. Root Mean Square Error (RMS)
12. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
13. MATLAB
14. Shapiro-Wilk Test

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان که شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آن‌هاست در هر ۳ گروه کنترل، تمرین با تردمیل و تمرین بر سطح زمین در جدول شماره ۱ ارائه شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود باتوجه‌به اینکه معناداری‌های آزمون میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در ۲ گروه بالاتر از ۰/۰۵ هستند، پس فرض ناهمگن بودن واریانس‌ها رد می‌شود و تفاوت این گروه‌ها معنادار نیست.

جدول شماره ۲ میانگین و انحراف‌معیار فعالیت الکتریکی

15. ANOVA

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات در سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون فاز تماس پاشنه

متغیر	میانگین±انحراف‌معیار						اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل گروه و زمان
	کنترل		تردمیل		زمین				
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی	۴۵/۲۸±۶/۰۹	۴۵/۳۰±۷/۶۱	۵۳/۹±۱۹/۳۳	۴۴/۶۹±۸/۹۳	۳۷/۹۵±۱۵/۹۶	۴۳/۸۵±۱۷/۵۸	۰/۰۲۶*	۰/۷۴۴	۰/۰۹۰
دوقلو داخلی	۱۷/۲۲±۵/۸۸	۱۴/۳۹±۲/۹۵	۱۵/۳۳±۶/۳۰	۱۶/۶۵±۴/۳۵	۱۵/۲۵±۴/۰۴	۱۴/۱۶±۵/۲۶	۰/۵۶۳	۰/۴۰۵	۰/۲۶۷
دوسررانی	۵۷/۱۳±۱۴/۱۳	۱۳/۶۲±۷/۱۲	۸/۸۰±۶/۳۴	۲۸/۴۶±۱۵/۰۸	۱۷/۶۰±۱۵/۷۲	۲۲/۰۰±۱۰/۲۸	۰/۱۵۰	۰/۰۰۴*	۰/۰۰۶*
نیم وتری	۲۲/۹۶±۲۰/۱۴	۱۱/۹۳±۱۰/۶۸	۱۳/۲۱±۱۰/۱۰	۱۵/۹۵±۱۲/۴۸	۱۵/۲۴±۱۲/۹۵	۲۰/۷۷±۱۴/۱۷	۰/۵۹۳	۰/۹۹۷	۰/۰۹۸
پهن خارجی	۵۳/۶۱±۲۰/۸	۲۸/۲۰±۱۳/۶۳	۱۹/۰۴±۱۳/۲۷	۴۰/۵۹±۲۰/۵۵	۳۳/۷۳±۱۰/۵۶	۳۴/۰۸±۱۴/۲۵	۰/۰۲۱*	۰/۰۰۶*	۰/۰۴۵*
پهن داخلی	۳۷/۰۷±۱۹/۸	۲۸/۱۲±۱۵/۳۲	۷/۵۹±۳/۶۵	۱۹/۷۰±۱۴/۳۳	۳۰/۳۴±۱۳/۹۹	۲۴/۹۶±۱۷/۸۴	۰/۰۰۱*	۰/۰۴۹*	۰/۰۱۸*
راست رانی	۱۸/۱۲±۰۰/۹۳	۱۹/۶۴±۱۳/۷۴	۱۹/۹۵±۸/۵۵	۲۷/۵۸±۱۲/۲۹	۲۷/۶۷±۱۰/۲۲	۲۷/۶۹±۷/۳۰	۰/۰۵۲	۰/۰۶۶	۰/۱۴۸
سرینی میانی	۱۹/۰۱±۹/۸۳	۲۰/۹۸±۹/۰۹	۹/۸۴±۶/۲۲	۲۹/۸۴±۲۰/۰۶	۱۵/۴۲±۱۲/۵۶	۱۹/۰۹±۸/۴۸	۰/۶۱۶	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۸*

سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

طب توانبخشی

جدول ۳. میانگین و انحراف‌معیار فعالیت الکتریکی عضلات در سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون فاز جدا شدن پاشنه

متغیر	میانگین±انحراف‌معیار						اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل گروه و زمان
	کنترل		تردمیل		زمین				
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی	۱۱/۸۷±۲/۹۲	۱۳/۴۰±۴/۰۵	۱۲/۴۸±۴/۱۹	۱۲/۰۰±۴/۱۰	۱۴/۶۸±۴/۱۴	۱۴/۳۶±۳/۲۰	۰/۰۱۰	۰/۳۶۷	۰/۶۴۸
دوقلو داخلی	۳۰/۳۳±۶/۴۹	۲۸/۳۶±۴/۳۵	۳۰/۴۰±۳/۸۱	۲۲/۸۴±۴/۸۶	۳۰/۲۱±۴/۴۴	۲۷/۷۸±۴/۹۹	۰/۱۱۳	۰/۰۰۰	۰/۰۵۶
دوسررانی	۹۱/۹۹±۱۲/۵	۶/۲۴±۶/۸۹	۱۸/۰۷±۱۱/۱۵	۱۷/۹۹±۱۳/۷۳	۱۳/۳۹±۱۰/۷۷	۲۲/۳۹±۱۶/۳۶	۰/۰۱۲	۰/۷۳۰	۰/۰۱۹
نیم وتری	۲۳/۶۸±۱۲/۱۲	۱۱/۵۳±۱۰/۵۷	۸/۵۰±۵/۷۳	۸/۶۳±۶/۳۲	۱۴/۱۰±۱۱/۱۱	۷/۹۸±۴/۹۸	۰/۳۴۷	۰/۲۵۰	۰/۳۶۰
پهن خارجی	۹۸/۵۰±۱۳/۵	۷/۳۰±۶/۸۵	۱۶/۸۹±۵/۰۳	۱۶/۰۶±۶/۴۷	۱۴/۱۳±۳/۰۵	۲۲/۳۸±۹/۱۹	۰/۰۰۰	۰/۸۴۸	۰/۰۰۰
پهن داخلی	۹۳/۵۷±۱۲/۶	۱۶/۰۵±۷/۴۶	۱۸/۵۸±۶/۵۹	۱۴/۷۴±۷/۸۳	۱۷/۹۱±۳/۷۷	۱۹/۵۱±۹/۸۰	۰/۱۱۱	۰/۸۴۰	۰/۱۳۱
راست رانی	۲۱/۷±۱۶/۹۵	۱۶/۰۵±۹/۴۳	۲۱/۰۹±۶/۶۹	۲۱/۳۶±۱۰/۲۲	۲۱/۱۳±۵/۲۱	۲۳/۱۵±۹/۰۹	۰/۳۱۶	۰/۵۳۸	۰/۱۵۰
سرینی میانی	۱۶/۱۹±۱۳/۶۷	۱۸/۴۶±۲۶/۶۳	۱۸/۱۴±۸/۳۳	۱۶/۲۷±۱۵/۳۲	۱۶/۷۴±۱۰/۰۹	۱۹/۰۱±۱۸/۰۷	۰/۹۸۳	۰/۷۹۶	۰/۸۴۱

سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

طب توانبخشی

عضلات طی فاز تماس پاشنه دویدن در ۳ گروه است. نتایج نشان داد اثر عامل زمان در فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی (P=۰/۰۲۶)، پهن خارجی (P=۰/۰۲۱) و پهن داخلی (P=۰/۰۰۱) اختلاف معنی‌داری دارد و مقایسه جفتی نشان داد مقادیر متغیر زمان در فعالیت الکتریکی این عضلات در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون افزایش پیدا کرده است. همچنین اثر عامل گروه در فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی (P=۰/۰۰۴)، پهن خارجی (P=۰/۰۰۶)، پهن داخلی (P=۰/۰۴۹) و عضله سرینی میانی (P=۰/۰۰۱) بین ۳ گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین اختلاف معنی‌داری را نشان داد و مقایسه جفتی نشان دادک مقادیر متغیر گروه در فعالیت الکتریکی دوسر رانی در گروه تردمیل در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون کاهش یافته، پهن داخلی در گروه زمین در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون کاهش یافته و عضلات پهن خارجی سرینی میانی در هر ۳ گروه در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون افزایش یافته است. اثر عامل گروه و زمان در فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی (P=۰/۰۰۶)،

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات در سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون فاز نوسان

متغیر	میانگین±انحراف‌معیار						اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل گروه و زمان
	کنترل		تردمیل		زمین				
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی	۵/۹۵±۶/۹۴	۷/۸۰±۹/۰۵	۱/۵۰±۸۶/۲۵	۹۸/۸۰±۶۰/۰۷	۲۱/۶۵±۱۶/۴۹	۹۹/۸۵±۸۲/۲۶	۰/۴۲۴	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
دوقلو داخلی	۱۱/۴۸±۱۱/۲۱	۵۵/۳۵±۵۲/۹۴	۵۱/۳۰±۳۵/۵۲	۳۹/۷۲±۴۹/۰۹	۲۱۸/۲۹±۳/۴۱	۶۰/۰۲±۴۹/۱۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
دوسررانی	۴۷/۶۶±۶۰/۴۷	۴/۵۰±۲/۵۴	۳۳/۹۸±۳۸/۰۷	۱۶/۰۷±۱۶/۹۸	۶۸/۳۶±۶۲/۴۲	۳۲/۹۰±۳۰/۵۱	۰/۰۴۸	۰/۰۰۰	۰/۴۳۶
نیم وتری	۳۶/۰۷±۱۳/۲۰	۹/۲۵±۱۳/۱۸	۳۲/۸۱±۳۹/۶۹	۱۰/۳۰±۹/۹۲	۳/۱۰±۳/۴۸	۲۸/۸۱±۲۲/۶۹	۰/۱۸۳	۰/۵۹۴	۰/۰۰۱
پهن خارجی	۲۷/۲۷±۱۶/۷۳	۸/۴۸±۱۱/۴۱	۳۵/۲۶±۲۷/۹۶	۵۳/۹۱±۵۲/۲۲	۳۷/۰۶±۳۶/۶۳	۶۴/۹۱±۶۰/۵۷	۰/۰۰۸	۰/۴۲۶	۰/۱۳۵
پهن داخلی	۱۴/۵۸±۹/۰۹	۱۷/۲۵±۱۰/۵۷	۱۲/۶۰±۶/۳۲	۲۰/۸۵±۱۷/۲۸	۱۷/۹۲±۹/۶۲	۱۹/۲۷±۷/۴۲	۰/۵۹۹	۰/۰۸۱	۰/۴۳۶
راست رانی	۲۱/۱۸±۳۵/۲۹	۱۷/۵۰±۱۱/۶۶	۲۱/۰۰±۷/۹۹	۲۰/۷۳±۶/۹۲	۲۲/۶۳±۶/۸۸	۳۲/۹۹±۳۱/۳۶	۰/۲۰۶	۰/۴۵۴	۰/۱۰۲
سرینی میانی	۲۳/۰۳±۱۲/۴۴	۱۶/۷۷±۱۲/۸۹	۱۱/۳۵±۹/۸۴	۱۷/۰۶±۱۴/۵۰	۱۴/۷۹±۸/۵۸	۱۴/۸۰±۱۴/۴۵	۰/۲۲۲	۰/۸۹۶	۰/۱۰۶

سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

طب توانبخشی

پهن خارجی (P=۰/۰۴۵)، پهن داخلی (P=۰/۰۱۸) و عضله سرینی میانی (P=۰/۰۰۸) اختلاف معنی‌داری را بین ۳ گروه و افزایش فعالیت الکتریکی این عضلات طی مقایسه پس‌آزمون با پیش‌آزمون را نشان داد.

جدول شماره ۳ میانگین و انحراف‌معیار فعالیت الکتریکی عضلات طی فاز جدا شدن پاشنه دویدن در ۳ گروه را نشان می‌دهد. نتایج نشان داد اثر عامل زمان در فعالیت الکتریکی در عضلات درشت‌نی قدامی (P=۰/۰۱۰)، دوسر رانی (P=۰/۰۱۲) و عضله پهن خارجی (P=۰/۰۰۰) اختلاف معنی‌داری دارد و مقایسه جفتی نشان داد مقادیر زمان در فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی و پهن خارجی در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون افزایش و در عضله دوسر رانی کاهش یافته است. اثر عامل گروه فقط در فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی (P=۰/۰۰۰) اختلاف معنی‌داری را نشان داد و مقایسه جفتی فعالیت این عضله در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون کاهش فعالیت این عضله را نشان داد. همچنین اثر عامل زمان و گروه نشان داد در فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی (P=۰/۰۱۹) و پهن خارجی (P=۰/۰۰۰) اختلاف معنی‌داری بین ۳ گروه طی مقایسه پس‌آزمون و پیش‌آزمون وجود دارد که این مقایسه جفتی افزایش فعالیت این ۲ عضله را نشان می‌دهد.

جدول شماره ۴ میانگین و انحراف‌معیار فعالیت الکتریکی عضلات طی فاز نوسان دویدن در ۳ گروه را نشان می‌دهد. باتوجه‌به نتایج اثر عامل زمان در عضلات دوقلوی داخلی (P=۰/۰۰۰)، دوسر رانی (P=۰/۰۴۸) و پهن خارجی (P=۰/۰۰۸) اختلاف معنی‌داری را نشان می‌دهد. مقایسه جفتی نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی و پهن خارجی در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون افزایش و در عضله دوسر رانی کاهش یافته است. اثر عامل گروه بین ۳ گروه نشان داد فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی (P=۰/۰۰۱)، سرینی میانی (P=۰/۰۰۰) و دوسر رانی (P=۰/۰۰۰) اختلاف معنی‌داری داشتند و مقایسه جفتی نشان داد فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نی قدامی در هر ۳ گروه در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون افزایش و در عضله دوسر رانی در هر ۳ گروه کاهش یافته است. همچنین اثر عامل گروه و زمان در فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی (P=۰/۰۰۱)، دوقلوی داخلی (P=۰/۰۰۰) و نیم وتری (P=۰/۰۰۱) اختلاف معنی‌داری را بین ۳ گروه و افزایش فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی و کاهش فعالیت عضله نیم وتری را طی مقایسه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان داد.

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات ۸ هفته تمرین دویدن روی تردمیل و سطح زمین بر فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلا به زانوی پرانتزی بود. نتایج نشان داد در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی با اجرای تمرینات دویدن روی تردمیل فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی و دوقلوی داخلی طی فاز تماس پاشنه افزایش معنی‌دار داشته است. همچنین نتایج نشان داد فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی و پهن خارجی در گروه افراد مبتلایان به زانوی پرانتزی با تمرینات دویدن بر روی زمین افزایش معنی‌داری را در فاز نوسان دویدن نیز داشته است. فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی، سرینی میانی و نیمه وتری در گروه مبتلایان به زانوی پرانتزی پس از اجرای تمرینات دویدن روی سطح زمین افزایش معنی‌داری را نشان داده است.

مطالعات متعددی بیان کرده‌اند که توسعه استئوآرتریت مفصل زانو همراه با ناهنجاری زانوی پرانتزی، احتمال وقوع آسیب‌های ثانویه در مفصل کشککی‌رانی را افزایش می‌دهند [۱۷-۱۹]. در وضعیت ایستادن طبیعی، محور مکانیکی یا خط تحمل وزن از مرکز مفصل زانو عبور می‌کند و با گذشتن از میان مفصل مچ پا به زمین وارد می‌شود. در این حالت وزن به‌صورت مساوی بین بخش‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود [۲۰]. ازآنجاکه پا اندام متصل‌کننده بدن با زمین است، اختلال در ساختار آن به‌ویژه در زانو احتمال ایجاد آسیب و عارضه‌های ثانویه مانند آسیب به مفصل مچ پا را در افراد را افزایش داده و احتمالاً باعث جلوگیری از مشارکت آن‌ها در فعالیت‌ها شود [۲۱]. دویدن بر روی سطح زمین و همچنین دویدن بر روی تردمیل به‌عنوان فعالیت بدنی مورد توجه بسیاری از ورزشکاران و افراد عادی به جهت ارتقای سطح آمادگی جسمانی قرار گرفته است.

رفعتی‌فرد و همکاران [۲۲] تأثیر ۸ هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل را بر روی مردان بررسی کردند. آزمودنی‌ها در این پژوهش با شدت ۵۰ و ۸۰ درصد بیشینه ضربان قلب خود بر روی تردمیل دویدند. نتایج این پژوهش نشان داد دویدن بر روی تردمیل می‌تواند شاخص‌های قلبی مردان را بهبود بخشد. همچنین وات و همکاران [۲۳] در مقایسه‌ای که بین داده‌های بیومکانیکی راه رفتن روی تردمیل و زمین انجام دادند آهنگ گام‌برداری بزرگ‌تر و طول گام کمتر را روی تردمیل نسبت به زمین گزارش دادند و ذکر کردند که این تفاوت‌های ناچیز بعد از اینکه آزمودنی‌ها به‌خوبی با تردمیل مأنوس شوند از بین می‌رود. این زمان در تحقیقات متفاوت است و از ۲ تا ۳۰ دقیقه ذکر شده است. در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی احتمالاً این تفاوت بین دویدن بر روی زمین و یا تردمیل به‌علت تغییرات متغیرهای بیومکانیکی متفاوت باشد. علاوه‌براین جعفرنژاد گرو و همکاران [۳] طی مطالعه‌ای بر روی افراد مبتلا به زانوی پرانتزی، اثر دویدن بر روی شن و سطح زمین را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها نتیجه گرفتند که دویدن با سرعت پایین بر روی سطح شنی باعث بهبود متغیرهای بیومکانیکی در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی نسبت به دویدن روی سطح زمین می‌شود.

در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی، به‌علت ضعف در عضلات کمپارتمان خارجی و کوتاهی عضلات کمپارتمان داخلی مفصل زانو به وجود می‌آید و مبتلایان به این عارضه به‌علت این نامتوازنی در توزیع نیرو دچار آسیب‌هایی از جمله جابه‌جایی کشکک و همچنین استئوآرتریت در مفصل زانو می‌شوند. نتایج پژوهش حاضر نشان داد طی فاز جدا شدن پاشنه در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی که تمرینات دویدن را روی زمین انجام دادند، فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی و پهن خارجی افزایش معنی‌داری داشته است. در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی عضلات دوسر رانی و پهن خارجی که در کمپارتمنت خارجی قرار دارند، دچار ضعف می‌شوند. طبق نتایج احتمالاً دویدن روی سطح زمین توانسته در بهبود فعالیت این ۲ عضله ضعیف‌شده مؤثر واقع شود و موجب بهبود در کارایی این ۲ عضله در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی شود.

راه رفتن و دویدن جزء مهم‌ترین فعالیت‌های روزمره افراد است که کوچک‌ترین اختلال در مفاصل درگیر در این فعالیت‌ها می‌تواند تمامی مراحل این فعالیت‌ها را تحت‌الشعاع قرار دهد. ناهنجاری‌هایی که اندام تحتانی را مختل می‌کنند، می‌توانند سایر مفاصل را نیز درگیر و فعالیت را در افراد مبتلا مختل کنند. سینتیا و همکاران در پژوهشی با عنوان «تأثیر بریس بر گشتاور آداکتوری زانو در هنگام راه رفتن و دویدن در مردان دارای زانوی پرانتزی» گزارش کردند که بریس زانو در کاهش گشتاور آداکتوری زانو در هنگام راه رفتن و دویدن مؤثر بود [۲۴].

همچنین محمدپور و همکاران پژوهشی بر روی زنان دارای زانوی ضربدری انجام دادند و هدف آن‌ها از انجام این پژوهش بررسی حداکثر زاویه واروس و فلکشن زانو هنگام راه رفتن روی شیب منفی، صفر و مثبت تردمیل بود. نتایج این پژوهش نشان داد تفاوت معناداری در حداکثر زاویه واروس زانو و فلکشن زانو در شیب ۱۰- مشاهده شد. باتوجه‌به نتایج این تحقیق، راه رفتن با شیب منفی، زاویه زانو در سطح فرونتال را متمایل می‌کند و فلکشن را افزایش می‌دهد و بار وارده بر رباط صلیبی قدامی[16] را کاهش می‌دهد و این نوع راه رفتن می‌تواند در توان‌بخشی افراد مبتلا به ژنووالگوم مؤثر باشد [۲۵]. در پژوهش حاضر نیز نشان داده شد در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی که تمرینات دویدن را بر روی تردمیل انجام داده بودند، فعالیت الکتریکی عضله نیم وتری که در بخش داخلی ران قرار دارد و گشتاور اداکتوری را ایجاد می‌کند، کاهش فعالیت داشته است. احتمالاً دویدن بر روی تردمیل به‌علت داشتن فنرهایی برای جذب نیرو توانسته مقداری از بار وارده بر عضلات نزدیک‌کننده را کاهش دهد و باعث بهبود در کارایی این عضلات شود.

16. Anterior Cruciate Ligament (ACL)

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد فعالت الکتریکی عضلات کمپارتمان خارجی مانند پهن خارجی و سرینی میانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی که بر روی تردمیل دویده بودند افزایش معنی‌داری را داشت. همچنین فعالیت الکتریکی عضله نیمه وتری که در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی کوتاه شده است، کاهش معنی‌داری را نشان داد. باتوجه‌به نتایج می‌توان نتیجه گرفت احتمالاً دویدن بر روی تردمیل توانسته در بهبود فعالیت عضلات و همچنین در پیشگیری از پیشرفت عارضه زانوی پرانتزی مؤثر واقع شود.

پژوهش حاضر محدودیت‌هایی داشت که ازجمله مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به عدم حضور دختران مبتلا به زانوی پرانتزی (به‌دلیل پاسخ‌های متفاوت به‌علت ویژگی‌های فیزیولوژیکی متفاوت) اشاره کرد. همچنین گروه سنی موردمطالعه پسران جوان بودند که می‌توان در پژوهش‌های آینده کودکان مبتلا به زانوی پرانتزی را مورد مطالعه قرار داد و اثرات توان‌بخشی تردمیل را بر روی آن‌ها بررسی کرد. همچنین تغذیه و خواب آزمودنی‌ها، استرس وارده بر آزمودنی‌ها حین آزمون و هنگام اجرای تمرینات و همچنین عدم کنترل فعالیت‌های بدنی آزمودنی‌ها در روزهای غیرتمرینی بخشی از محدودیت‌های غیرقابل‌کنترل در پژوهش حاضر بودند.

به‌دلیل اهمیت بالای عارضه زانوی پرانتزی در فعالیت‌های روزمره اجرای این پژوهش با حضور دختران مبتلا به زانوی پرانتزی از اهمیت بسزایی برخوردار است. همچنین استفاده از مداخلاتی مانند بریس زانو همراه با تمرینات دویدن و راه رفتن روی تردمیل می‌تواند اثربخشی را چند برابر کند. ازاین‌رو پیشنهاد می‌شود موارد ذکرشده در پژوهش‌های آتی مورد بررسی قرار گیرند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

کلیه اصول اخلاقی ازجمله کسب رضایت آگاهانه از شرکت‌کنندگان، حفظ محرمانه بودن اطلاعات آن‌ها و اختیار ترک مطالعه (هر زمان که خواستند) به آن‌ها در این مطالعه در نظر گرفته شد.

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1400.068دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه خانم سعیده ناصری در گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تقدیر و تشکر

از افراد شرکت‌کننده در این پژوهش تقدیر می‌شود.

References

[1] Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: Foundations for rehabilitation. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2013. [Link]

[2] 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. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 2017; 7(2):79-88. [DOI:10.32598/ptj.7.2.79]

[3] Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PLoS One. 2019; 14(9):e0223219. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID]

[4] Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2004; 12(9):745-51. [DOI:10.1016/j.joca.2004.05.005] [PMID]

[5] Stief F, Böhm 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. The Knee. 2014; 21(3):688-93. [DOI:10.1016/j.knee.2014.03.004] [PMID]

[6] Vaishya R, Shah M, Agarwal AK, Vijay V. Growth modulation by hemi epiphysiodesis using eight-plate in genu valgum in paediatric population. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma. 2018; 9(4):327-33. [DOI:10.1016/j.jcot.2017.11.004] [PMID]

[7] Gouttebarge V, Aoki H, Kerkhoffs GMMJ. Knee osteoarthritis in professional football is related to severe knee injury and knee surgery. Injury Epidemiology. 2018; 5(1):26. [DOI:10.1186/s40621-018-0157-8] [PMID]

[8] Voloc A, Esterle L, Nguyen TM, Walrant-Debray O, Colofitchi A, Jehan F, et al. High prevalence of genu varum/valgum in European children with low vitamin D status and insufficient dairy products/calcium intakes. European Journal of Endocrinology. 2010; 163(5):811-7. [DOI:10.1530/EJE-10-0434] [PMID]

[9] Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. Gait & Posture. 2017; 51:268-74. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.11.005] [PMID]

[10] Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. The American Journal of Sports Medicine. 2008; 36(8):1469-75. [DOI:10.1177/0363546508316764] [PMID]

[11] Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero A, Zago M, Granacher U. Effects of varus knee alignment on gait biomechanics and lower limb muscle activity in boys: A cross sectional study.Gait & Posture. 2019; 72:69-75. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.05.030] [PMID]

[12] Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Arizona: Noraxon INC; 2006. [Link]

[13] 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]

[14] World Medical Association. Ethical principles for medical research involving human subjects. Helsinki: World Medical Association; 2004.

[15] 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. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2018; 39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]

[16] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2000; 10(5):361-74. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4] [PMID]

[17] Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. British Journal of Sports Medicine. 2004; 38(5):576-80. [DOI:10.1136/bjsm.2003.005488] [PMID]

[18] Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British Journal of Sports Medicine. 2002; 36(2):95-101. [DOI:10.1136/bjsm.36.2.95] [PMID]

[19] Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: A prospective study of alignment. Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine. 1998; 8(3):187-94. [DOI:10.1097/00042752-199807000-00005] [PMID]

[20] Norasteh AA, Emami S, Shamsi Majelan A. Kinetic and kinematic variables in middle-aged women with normal and genu varum knee angle with emphasis on walking and running activities. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 2014; 4(2):77-82. [Link]

[21] Williams DS III, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of Applied Biomechanics. 2001; 17(2):153-63. [DOI:10.1123/jab.17.2.153]

[22] Macko RF, Smith GV, Dobrovolny CL, Sorkin JD, Goldberg AP, Silver KH. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001; 82(7):879-84. [DOI:10.1053/apmr.2001.23853] [PMID]

[23] Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. Clinical Biomechanics. 2010; 25(5):444-9. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002] [PMID]

[24] Fantini Pagani CH, Potthast W, Brüggemann GP. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2010; 25(1):70-6. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.010] [PMID]

[25] Gilani K, Mohammadipour F, Amirseyfaddini M. Comparison of maximum angles of knee varus and flexion in the stance phase of walking on a treadmill with different inclinations between female athletes with genu valgum and healthy knees. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2020; 16(1):142-50. [DOI:10.22122/jrrs.v16i0.3579]