

Research Paper

Effect of Long-term Sand Training on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles in Men With Foot Pronation During Walking: A Randomized Clinical Trial

Kosar Ghadehri¹ , *AmirAli Jafarnezhadgero¹ , Ehsan Fakhri Mirzanag¹ , Mahrokh Dehghani¹

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation Ghadehri K, Jafarnezhadgero A, Fakhri Mirzanag E, Dehghani M. [Effect of Long-term Sand Training on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles in Men With Foot Pronation During Walking: A Randomized Clinical Trial (Persian)]. *Journal of Guilan University of Medical Sciences*. 2025; 34(1):80-91. <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2257.1>

doi <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2257.1>

Received: 24 Jan 2024

Accepted: 30 Jul 2024

Available Online: 01 Jan 2024

ABSTRACT

Background Foot pronation is one of the risk factors for lower limb injuries during running and walking. It seems that sand training can be a promising intervention for treating foot pronation.

Objective This study aimed to investigate the effect of long-term sand training on the electrical activity of lower limb muscles during walking in men with foot pronation.

Methods This is a randomized clinical trial. Participants were 60 men with foot pronation, randomly divided into control (n=30) and training (n=30) groups. The training group performed walking, running, and jumping exercises on the sands of Shourabil Lake in Ardabil, Iran, for 8 weeks, three sessions per week, each for 40-50 minutes. An 8-channel electromyography (EMG) device was used to record EMG data. Statistical analysis was done using repeated measure ANOVA in SPSS software, version 23.

Results During the loading response phase of gait, the effect of time was significant on the frequency of tibialis anterior (P=0.043) and biceps femoris (P=0.034) activity. Their activity was higher in the post-test phase compared to the pre-test phase. During the mid-stance phase, the effect of time was significant on the frequency of the rectus femoris (P=0.019), which was lower in the post-test phase compared to the pre-test phase. During the push-off phase, the effect of time was significant on the frequency of the vastus lateralis (P=0.000), which was lower in the post-test phase compared to the pre-test phase.

Conclusion In men with foot pronation, long-term training on sand can increase the activity of the tibialis anterior and the biceps femoris in the loading response phase, reduce the activity of the rectus femoris in the mid-stance phase, and reduce the activity of the vastus lateralis in the push-off phase of gait.

Keywords:Foot pronation,
Walking,
Electromyography
(EMG), Frequency
spectrum*** Corresponding Author:**

AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor.

Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (910) 5106214

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>),
which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

The arches of the foot, including the medial arch, play a critical role in performing numerous functions of the foot, such as absorbing and distributing forces and maintaining body stability [1]. In foot pronation, the foot's medial arch decreases, causing the navicular bone on the inner side of the foot to move downward or inward, which can also cause other anatomical abnormalities [2]. The decrease in the height of the longitudinal arch is due to the condition of the bones and ligaments surrounding it and it plays an important role in maintaining balance and performing motor skills. Foot pronation is a risk factor for lower limb and trunk injuries during activities such as walking and running [3]. The navicular drop test is used to quantify foot pronation. It has been reported that people with pronated feet have greater external angles during walking compared to normal people [4]. Therefore, pronated foot is one of the risk factors of injuries in runners, such as medial tibial stress syndrome and runner's knee [5]. The present study aims to investigate the effect of long-term sand training on the frequency of lower limb muscle activity in men with flat feet during walking.

Methods

This is a randomized clinical trial. Participants included 60 men with foot pronation who were randomly assigned to two groups of control (n=30) and training (n=30). The sample size was determined using G*Power software. To record the electrical activity of muscles, an 8-channel electromyography device with a sampling rate of 500 Hz, a bandwidth of 12-50 Hz, a band-pass filter of 10-500 Hz, and surface bipolar electrodes [20] were used every day from 9 AM to 3 PM at the Health and Wellness Center of the [University of Mohaghegh Ardabili](#). A 50 Hz notch filter was used to remove the noise caused by the power line frequency in the system.

The training group performed walking, running, and jumping exercises on the sands of Shourabil Lake in Ardabil city every day from 5:00 to 7:00 PM for 8 weeks, three sessions per week, each for 40-50 minutes. The training program included 5 minutes of warming up and 5 minutes of cooling down. The exercises on the sand began with walking, followed by running and finally jumping [21]. To prevent the interference of acute physiological responses to exercise, the training group participated in a post-test assessment 6 days after the last training session.

All statistical analyses were performed in SPSS software, version 23. The Shapiro-Wilk test was used to examine the normality of the data distribution. Repeated measures analysis of variance was used for data analysis, followed by the post hoc Bonferroni test. Independent t-test was used to compare the demographic characteristics of the two groups during the pre-test.

Results

The results of the independent t-test showed no significant difference between the groups in demographic characteristics.

During the loading response phase of gait

The effect of time was statistically significant on the frequency of tibialis anterior ($P=0.043$) and biceps femoris ($P=0.034$) activity. Their activity was higher in the post-test phase compared to the pre-test phase;

The effect of the group factor was statistically significant on the frequency of the medial gastrocnemius medialis ($P=0.032$) and vastus lateralis ($P=0.000$) activity;

The interaction effect of time and group was significant only on the frequency of tibialis anterior muscle activity ($P=0.009$). Its activity significantly increased in the training group (but not in the control group) during the post-test phase compared to the pre-test phase.

During the mid-stance phase of gait

The effect of time was significant on the frequency of the rectus femoris ($P=0.019$), which was lower in the post-test phase compared to the pre-test phase.

The effect of the group factor was significant on the frequency of the tibialis anterior ($P=0.003$), vastus medialis ($P=0.000$), and semitendinosus ($P=0.046$). Their median frequencies were higher in the training group compared to the control group.

The interaction effect of time and group was significant only on the frequency of the gluteus medius muscle ($P=0.026$). Its activity increased in the control group and decreased in the training group during the post-test compared to the pre-test phase.

During the push-off phase of gait

The effect of time was statistically significant on the frequency of the vastus lateralis muscle ($P=0.000$), which was lower in the post-test phase compared to the pre-test phase.

The effect of the group factor was statistically significant on the frequency of the tibialis anterior muscle ($P=0.001$). Its median frequency was higher in the training group compared to the control group.

The interaction effect of time and group was statistically significant on the frequency of the gluteus medius muscle ($P=0.022$). The frequency of this muscle in the control group did not change in the post-test compared to the pre-test phase, but decreased in the training group.

Conclusion

In mean with foot pronation, Long-term training on sand can increase the electrical activity of tibialis anterior and biceps femoris in the loading response phase, reduce the activity of the rectus femoris in the mid-stance phase, and reduce the activity of vastus lateralis in the push-off phase of gait.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was registered by the Iranian Registry of Clinical Trials (IRCT), Tehran, Iran (Code: IRCT20191211045704N1). This study was approved by the Research Ethics Committee of [Ardabil University of Medical Sciences](#) (Code: IR.ARUMS.REC.1398.484).

Funding

This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

Conceptualization, study design, data collection, analysis, interpretation and writing the original draft: All authors; Project administration, supervision, review and editing: AmirAli Jafarnezhadgero.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.



مقاله پژوهشی

اثر تمرینات طولانی مدت روی شن بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد با کف پای صاف طی راه رفتن

کوثر قادری^۱، امیرعلی جعفرنژاد گرو^۱، احسان فخری میرزانق^۱، ماهرخ دهقانی^۱

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



Citation Ghadehri K, Jafarnezhadgero A, Fakhri Mirzanag E, Dehghani M. [Effect of Long-term Sand Training on the Electrical Activity of Lower Limb Muscles in Men With Foot Pronation During Walking: A Randomized Clinical Trial (Persian)]. *Journal of Guilan University of Medical Sciences*. 2025; 34(1):80-91. <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2257.1>

doi <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2257.1>

چکیده

تاریخ دریافت: ۰۴ بهمن ۱۴۰۲
تاریخ پذیرش: ۰۹ مرداد ۱۴۰۳
تاریخ انتشار: ۱۲ فروردین ۱۴۰۴

زمینه: پای پرونیته یکی از عوامل مهم برای ایجاد آسیب در اندام تحتانی طی راه رفتن و دویدن است. به نظر می‌رسد تمرین روی شن می‌تواند به عنوان یک مداخله ورزشی برای درمان کف پای صاف مفید باشد.

هدف: هدف از این مطالعه تعیین اثر تمرینات طولانی مدت بر روی شن بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای کف پای صاف طی راه رفتن بود.

روش‌ها: این تحقیق از نوع کارآزمایی بالینی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۶۰ نفر با پای پرونیته بود که در ۲ گروه (۳۰ نفر در گروه کنترل و ۳۰ نفر در گروه آزمایش) به طور تصادفی قرار گرفتند. سیستم الکترومایوگرافی ۸ کاناله با الکترودهای دو قطبی سطحی جهت ثبت فعالیت عضلات استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری انجام شد. **یافته‌ها:** اثر عامل زمان بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی ($P=0/043$) و فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی ($P=0/034$) طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده افزایش معنادار میزان فرکانس این عضلات طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بود. همچنین اثر تعاملی زمان و گروه بر میانه فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز میانه اتکا، به لحاظ آماری معنادار بود.

نتیجه‌گیری: تمرینات طولانی مدت بر روی شن منجر به افزایش فرکانس الکترومایوگرافی عضله درشت نی قدامی در فاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن شد. به نظر می‌رسد در کنترل حرکت، تماس پنجه پا با سطح زمین مؤثر است و میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی را کاهش می‌دهد.

کلیدواژه‌ها:

پرونیته پا، راه رفتن، الکترومایوگرافی، فرکانس عضلات

* نویسنده مسئول:

دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو

نشانی: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل.

تلفن: ۵۱۰۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی خلفی بیشترین اثر را داشت، ولی در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین در راستای داخلی خارجی و در راستای عمودی هیچ گونه اختلاف معناداری وجود نداشت. به طور کلی راه رفتن بر روی شن در توان بخشی افراد با پای پرونیت می تواند مفید باشد. با وجود این اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش های بیشتر دارد [۹]. پروکای و همکاران ۲۰۲۳ گزارش کردند، تمرینات روی شن به عنوان یک عامل مؤثر جهت بهبود قدرت عضلات خم کننده مچ پا، انعطاف پذیری این مفصل، تعادل و در نتیجه بهبود عملکرد راه رفتن در بیماران مبتلا به دیابت را به دنبال دارد [۱۰]. مارتین و همکاران ۲۰۱۴ طی پژوهشی گزارش کردند که جایگزینی یک دوره تمرینات روی شن در مقایسه با سطوح چمن منجر به افزایش شدت نسبی تمرین و بار تمرینی و متعاقباً منجر به بهبود عملکرد سیستم هوای در سطح عالی می شود [۱۱]. به نظر می رسد برای هر سطح چه از نظر نوع فعالیت و چه از نظر نوع آسیب یک مقدار بهینه وجود دارد. چمن طبیعی، مسیرهای خاکی و ساخته شده از خرده چمن یا شن، بهترین نوع از سطوح هایی است که برای راه رفتن و انواع فعالیت های ورزشی بسیار خوب به نظر می رسد؛ چون سطوح نام برده شده از حالت مرتجع و هموار عالی برخوردار هستند. برعکس سطوحی که این حالت را نداشته باشند، بدن را دستخوش آسیب می کنند [۱۲]. گزارش شده کل انرژی مصرفی طی دویدن روی شن ۱/۲ تا ۱/۶ در مقایسه با چمن بیشتر است [۱۳، ۱۴]. همچنین میزان فعالیت عضلات در مقایسه با چمن بیشتر است [۱۵]. علاوه بر این، کیفیت جذب شوک بالای دویدن روی شن، منجر به کاهش نیروهای ضربه طی تمرین می شود [۱۶]. بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تمرینات طولانی مدت بر روی شن بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای کف پای صاف طی راه رفتن است.

روش ها

این تحقیق از نوع کارآزمایی بالینی به صورت تصادفی در دسترس است. جهت تعیین تعداد نمونه از نرم افزار جی پاور استفاده شد. پارامترهای محاسباتی در این نرم افزار برای آنالیز توان آماری ۰/۰۵ (خطای نوع I) و ۰/۲۰ (خطای نوع II)، یعنی توان آماری ۰/۸ مشخص شد. همچنین با استفاده از پیش آزمون و پس آزمون ضریب همبستگی ۰/۵ و اندازه اثر ۰/۸ برای فعالیت عضلات طی دویدن و راه رفتن (یعنی حداکثر فعالیت تیپا قدامی) در نظر گرفته شد [۱۷]. در نتیجه، ۳۰ شرکت کننده در هر گروه برای مشاهده تعاملات بهینه گروه به زمان برای پژوهش حاضر در نظر گرفته شد. در ادامه نمونه آماری پژوهش حاضر را به صورت تصادفی، ۳۰ مرد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل و ۳۰ مرد با پای پرونیت به عنوان گروه آزمایش تشکیل دادند. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی دریافت

انحراف از وضعیت بدنی نرمال در از بین رفتن زیبایی و نیز کاهش کارایی مکانیکی فرد می تواند تأثیرگذار باشد و فرد را مستعد آسیب های عضلانی و عصبی کند. قوس های کف پا، از جمله قوس داخلی نقشی حساس در ایفای وظایف متعدد با همچون جذب و توزیع نیروها و فراهم کردن ثبات بدن را عهده دار هستند [۱]. در پرونیشن پا، قوس داخلی پا کاهش یافته و در پی آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت کرده و برآمده می شود که این نیز می تواند سبب بروز دیگر ناهنجاری های آناتومیک شود [۲].

کاهش ارتفاع قوس طولی ناشی از وضعیت استخوان ها و لیگامنت های احاطه کننده آن است و نقشی مهم در حفظ تعادل و اجرای مهارت های حرکتی را عهده دار است. پرونیشن پا یکی از عوامل خطر مرتبط با آسیب های اندام تحتانی و تنه طی فعالیت هایی نظیر راه رفتن و دویدن است [۳]. برای تعیین کمیت پرونیشن پا از شاخص افتادگی استخوان ناویکولار، استفاده می شود، گزارش شده که افراد با پای پرونیت در مقایسه با افراد نرمال زوایای خارجی بیشتری در حین راه رفتن دارند [۴]. بنابراین می توان بیان کرد پای پرونیت یکی از عوامل مرتبط با آسیب های ناشی از دویدن (به عنوان مثال، سندرم استرس بخش میانی تیپا و زانوی دوندگان) است [۵]. همچنین تغییر الگوی فعالیت عضلانی (افزایش فعالیت عضلات اینورتور و کاهش فعالیت عضلات اورتور مچ پا) در افراد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم طی حرکات انتقالی نظیر راه رفتن و دویدن در بسیاری از مطالعات گزارش شده است [۵]. افراد با پای پرونیت با بسیاری از ناکارآمدی های بیومکانیکی در پا و مچ پا درگیر هستند. پرونیشن پا می تواند باعث بی نظمی های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله منجر به درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و کوادرسیپس می شود. نتایج پژوهش ها نشان داده در ناهنجاری پرونیشن پا، ساق پا و ران چرخش داخلی پیدا می کنند [۶]. پای پرونیت علاوه بر ایجاد مشکل در راستای استاتیک مجموعه مچ پا و پا، ممکن است تغییر عملکرد دینامیک در کل اندام تحتانی را نیز به همراه داشته باشد. اجرای حرکات ورزشی از قبیل راه رفتن و دویدن تغییرات شتاب را به همراه دارد و حال اگر این تغییرات شتاب با ناکارآمدی های پایین تنه نیز همراه شود، احتمال بروز آسیب افزایش می یابد [۷]. بنابراین پیدا کردن شیوه های درمانی جهت بهبود این عارضه از اهمیت بالایی برخوردار است. سطوح مختلف عامل بسیاری از آسیب های ورزشی هستند، سطحی که پا و زمین همدیگر را لمس می کنند عامل بسیار مهم در آسیب دیدگی به حساب می آیند [۸]. در همین راستا جعفرنژادگرو و همکاران در پژوهشی به ارزیابی طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین طی راه رفتن بر روی شن و سطح صاف در افراد با پای پرونیت پرداختند. راه رفتن بر روی شن بر طیف

در یک سوم فوقانی فاصله بین مفصل زانو تا مفصل مچ پا قرار گرفت. ج) عضله پهن داخلی: الکتروود روی حجیم‌ترین بخش عضله پهن داخلی، در زاویه ۵۵ درجه با خط افق و ۲ سانتی‌متر داخل لبه کشک قرار داده شد، د) عضله دو سر رانی: الکتروود روی حجیم‌ترین بخش عضله دو سر رانی و در میانه مسیر خطی که برجستگی نشیمنگاهی را به کندیل خارجی زانو متصل می‌کند قرار گرفت. جهت قرارگیری الکتروودها به موازات تارهای عضلات بود. جهت ثبت، کلیه اصول پروتکل انجمن اروپایی (سنیام) رعایت شد [۱۷].

آزمودنی‌های پژوهش حاضر در گروه آزمایش به مدت ۸ هفته تمرینات راه رفتن، دویدن و جهیدن را بر روی شن در دور دریاچه شورابیل شهرستان اردبیل هر روز از ساعت ۵ تا ۷ عصر به صورت کلی را انجام دادند (جدول شماره ۱). تعداد جلسات تمرینی در هفته برابر ۳ جلسه و هر جلسه به مدت ۴۰ تا ۵۰ دقیقه بود که ۵ دقیقه ابتدایی آن گرم کردن و ۵ دقیقه انتهایی آن برای سرد کردن اختصاص داده شد. تمرینات بر روی شن با راه رفتن شروع شد. بعد از آن دویدن و در انتها نیز جهیدن بود [۲۱].

هر جلسه تمرین تحت نظارت یک فیزیوتراپیست و مربی دو و میدانی به منظور اینکه برنامه‌های تمرینی را با دقت و با تکنیک صحیح اجرا کنند برگزار شد. برای جلوگیری از تداخل پاسخ‌های فیزیولوژیکی حاد به تمرین ۶ روز پس از آخرین جلسه تمرین گروه آزمایش در پس‌آزمون شرکت کردند.

تحلیل آماری

تمام تحلیل‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. از آزمون بونفرونی به عنوان تست تعقیبی استفاده شد. جهت مقایسه مشخصات جمعیت‌شناختی ۲ گروه طی پیش‌آزمون از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها

مطابق جدول شماره ۲، نتایج آزمون تی مستقل نشان داد هیچ تفاوت معناداری بین مشخصات جمعیت‌شناختی گروه‌ها وجود ندارد.

جدول شماره ۳، اثر عامل زمان بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی ($P=0/043$) و فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی ($P=0/034$) طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده افزایش معنادار میزان فرکانس این عضلات طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بود. همچنین اثر عامل گروه بر فرکانس عضله دوقلوی داخلی

شد و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.

تصادفی‌سازی گروه‌ها به این صورت بود که نام تمامی آزمودنی‌ها را بر روی برگه‌های کوچک نوشته و داخل یک کیسه انداخته و سپس نام‌ها از داخل کیسه بیرون آورده شد. هر آزمودنی که پس از اعداد فرد نامش خوانده شد در گروه کنترل قرار گرفت و هر فرد که نام او پس از اعداد زوج خوانده شد در گروه آزمایش قرار گرفت [۱۸]. همچنین ویژگی‌های جمعیت‌شناختی و آنتروپومتریک آزمودنی‌ها شامل سن، قد و وزن در جدول شماره ۱ آورده شده است. با استفاده از آزمون دوسو کور عواملی که می‌توانست باعث منحرف شدن نتیجه آزمایش شوند هم از دید شرکت‌کننده و هم از دید مسئول (یا مسئولان) انجام آزمایش مخفی ماند.

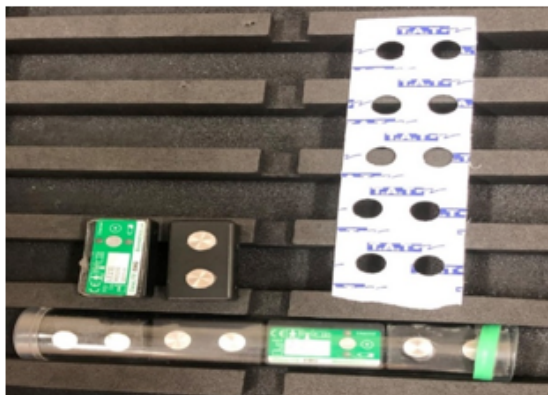
معیارهای ورود به پژوهش شامل افت استخوان ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر، شاخص پاسچر پا بیشتر از ۱۰ بود [۱۹]. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه آسیب در اندام تحتانی و تنه، سابقه جراحی، ناهنجاری در تنه، شکستگی و مشکلات عصبی عضلانی بود.

پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1398.484 تصویب شد. این مطالعه با کد کارآزمایی بالینی IRECT20191211045704N1 در مرکز کارآزمایی ایران به ثبت رسیده است که در سال ۱۳۹۸ در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از طریق سیستم الکترومایوگرافی ۸ کاناله با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز، پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و الکترودهای دو قطبی سطحی [۲۰] هر روز از ساعت ۹ صبح تا ۱۵ عصر در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد (تصویر شماره ۱). همچنین برای حذف نویز ناشی از فرکانس برق شهری از ناچ فیلتر ۵۰ هرتز استفاده شد. فاصله بین مرکز تا مرکز الکترودها ۲۵ میلی‌متر بود.

مواضع عضلانی محل نصب الکترودها، مطابق با توصیه‌های انجمن اروپایی الکترومایوگرافی آماده‌سازی شد [۱۷]. برای این منظور ابتدا در محل‌های موردنظر برای نصب الکتروود موهای سطوح تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل ۰/۵ تمیز شد. الکتروودها بر روی عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راسترانی و دو سر رانی، نیم وتری و سیرینی میانی قرار داده شدند.

محل دقیق نصب الکتروود: الف) عضله ساقی قدامی: الکتروود روی حجیم‌ترین قسمت عضله، موازی و به فاصله ۲ سانتی‌متر خارج از لبه خارجی استخوان درشت نی، در فاصله یک‌سوم تا یک‌چهارم مسافت بین زانو و مچ پا قرار گرفت. ب) عضله دوقلوی داخلی: الکتروود روی حجیم‌ترین بخش عضله دوقلوی داخلی و



تصویر ۱. الکترودها جهت سجنش فعالیت عضلانی

مجله دانشگاه علوم پزشکی کیران

جدول ۱. پروتکل تمرینات روی شن

شماره	نوع تمرین	مدت تمرین (دقیقه)	تکرار تمرین	مسافت اجرای تمرین (متر)	ریکاوری (دقیقه)
۱	دویدن آرام	۲۰	-	۵۰	-
۲	گام بلند	۳	۳ تا ۲	۵۰	۱
۳	پریدن	۳	۳ تا ۲	۳۰	۱
۴	لی لی کردن	۳	۳ تا ۲	۳۰	۱
۵	دویدن سریع	۶	۵ تا ۳	۲۵	۲

مجله دانشگاه علوم پزشکی کیران

($P=0/019$). مقایسه جفتی نشان داد میزان فرکانس عضله راست رانی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون کمتر است. اثر عامل گروه بر میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی ($P=0/003$). پهن داخلی ($P=0/000$) و نیم وتری ($P=0/046$) طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نتایج نشان داد میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل بزرگ تر است. همچنین فرکانس عضله نیم وتری در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل بزرگ تر بود. اثر تعاملی زمان و گروه بر میانه فرکانس عضله سرنی میانی طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار بود ($P=0/026$). آزمون تعقیبی نتایج نشان

($P=0/032$) و فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی ($P=0/000$). طی فاز پاسخ بارگیری معنادار بود. مقایسه جفتی نتایج نشان داد که میزان فرکانس این عضلات طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش معناداری داشت. اثر تعاملی زمان و گروه بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی معنادار بود ($P<0/009$). آزمون تعقیبی نشان داد فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی در گروه آزمایش (و نه در گروه کنترل) طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون به طور معناداری افزایش پیدا کرده است.

مطابق جدول شماره ۴ یافته ها نشان داد که اثر عامل زمان بر میانه فرکانس عضله راست رانی طی فاز میانه اتکا معنادار است

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و وزن در ۲ گروه کنترل و آزمایش

مشخصات	گروه کنترل	گروه آزمایش	سطح معناداری
سن (سال)	۲۲/۰۲±۱/۰۹	۲۲/۰۲±۲/۰۵	۰/۹۵۵
قد (سانتی متر)	۱۷۷/۰۹±۵/۰۷	۱۷۸/۰۰±۶/۰۶	۰/۸۶۹
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۴۰±۷/۰۹	۷۵/۰۰±۸/۰۲	۰/۶۱۲

مجله دانشگاه علوم پزشکی کیران

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات قبل و بعد از اجرای تمرینات روی شن در ۲ گروه کنترل و آزمایش در فاز پاسخ بارگیری

عضلات	گروه کنترل n=۱۵		گروه آزمایش n=۱۵		اثر عاملی زمان	اثر عاملی گروه	اثر تعاملی زمان و گروه
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی قدامی	۷۷/۵۶±۱۰/۱۸	۷۵/۵۹±۱۴/۳۳	۶۱/۹۲±۱۶/۰۷	۱۰۶/۱۶±۱۵/۹۸	(۰/۲۰۹)۰/۰۳۳*	(۰/۰۰۱)۰/۴۵۹	(۰/۳۲۱)۰/۰۰۹*
دوقلوی داخلی	۹۹/۷۷±۱۲/۹۵	۸۴/۹۴±۳۲/۵۸	۱۰۱/۲۴±۱۶/۰۰	۱۱۴/۸۱±۲۲/۱۱	(۰/۰۰۱)۰/۸۷۶	(۰/۲۳۰)۰/۰۳۳*	(۰/۱۹۳)۰/۰۵۳
پهن خارجی	۷۶/۱۷±۱۹/۵۲	۸۸/۰۵±۲۱/۴۹	۷۵/۲۹±۲۶/۹۹	۹۰/۵۳±۲۰/۳۳	(۰/۱۸۳)۰/۰۶۰	(۰/۹۶۶)۰/۰۰۰*	(۰/۰۰۳)۰/۸۰۶
پهن داخلی	۷۷/۵۶±۳۴/۷۷	۸۰/۵۹±۲۰/۰۷	۷۴/۱۵±۴۷/۶۵	۱۰۳/۰۷±۵۰/۵۵	(۰/۱۲۰)۰/۱۳۴	(۰/۰۳۳)۰/۵۲۷	(۰/۰۸۲)۰/۲۲۰
راست رانی	۷۱/۰۶±۲۸/۴۳	۸۵/۵۲±۲۰/۵۵	۸۳/۷۹±۳۸/۲۱	۹۶/۱۶±۴۱/۷۲	(۰/۰۷۰)۰/۲۵۹	(۰/۰۷۸)۰/۳۳۲	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۹
دو سر رانی	۷۹/۴۵±۳۷/۴۲	۸۸/۲۵±۲۵/۱۳	۷۱/۱۹±۳۰/۹۹	۹۶/۷۲±۲۵/۹۷	(۰/۲۲۵)۰/۰۳۴*	(۰/۰۰۰)۰/۹۹۵	(۰/۰۶۴)۰/۲۸۳
نیم وتری	۸۰/۰۷±۴۰/۳۴	۷۱/۴۱±۱۲/۸۵	۸۸/۵۸±۳۵/۱۲	۸۶/۴۳±۳۰/۸۸	(۰/۰۲۵)۰/۵۰۴	(۰/۰۵۳)۰/۳۳۷	(۰/۰۰۹)۰/۶۸۵
سرینی میانی	۶۰/۴۱±۱۳/۹۹	۶۶/۵۰±۲۴/۰۵	۶۵/۹۱±۲۰/۹۲	۶۴/۸۷±۲۶/۵۲	(۰/۰۰۰)۰/۹۶۶	(۰/۰۱۵)۰/۶۰۴	(۰/۰۷۳)۰/۲۵۰

* سطح معناداری $P < 0.05$

مجله دانش‌های علوم پزشکی گیلان

است. اثر تعاملی زمان و گروه بر میانه فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار بود ($P=0.022$). آزمون تعقیبی نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی در گروه کنترل در طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون تغییری نداشته و در گروه آزمایش کاهش داشته است.

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تمرینات طولانی‌مدت بر روی شن بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای کف پای صاف طی راه رفتن بود. نتایج نشان داد اثر عامل زمان در فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی و فرکانس عضله

داد فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی در گروه کنترل در طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش و در گروه آزمایش کاهش داشته است.

نتایج جدول شماره ۵ نشان می‌دهد اثر عامل زمان بر میانه فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار بود ($P=0.000$). مقایسه جفتی نتایج نشان داد میانه فرکانس عضله پهن خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کمتر است. اثر عامل گروه در میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار بود ($P=0.001$). مقایسه جفتی نتایج نشان داد میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل بزرگ‌تر

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات قبل و بعد از اجرای تمرینات روی شن در ۲ گروه کنترل و آزمایش طی فاز میانه اتکا

عضلات	گروه کنترل		گروه تجربی		اثر عاملی زمان	اثر عاملی گروه	اثر تعاملی زمان و گروه
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی قدامی	۸۲/۵۵±۱۲/۴۴	۷۷/۴۷±۱۶/۱۹	۱۰۱/۲۷±۱۶/۵۵	۱۰۶/۰۸±۲۰/۲۷	(۰/۰۰۰)۰/۹۵۱	(۰/۹۷۶)۰/۰۰۳*	(۰/۱۳۶)۰/۱۱۰
دوقلوی داخلی	۹۲/۸۷±۱۰/۲۲	۸۲/۵۸±۲۶/۵۱	۹۲/۲۳±۱۰/۶۳	۹۴/۹۴±۱۹/۱۷	(۰/۰۳۲)۰/۴۵۴	(۰/۰۴۶)۰/۳۶۶	(۰/۰۸۷)۰/۲۰۶
پهن خارجی	۷۵/۲۵±۱۱/۹۸	۷۹/۴۶±۱۴/۲۳	۷۵/۱۷±۱۴/۰۵	۶۹/۸۹±۹/۶۰	(۰/۰۰۱)۰/۸۸۴	(۰/۰۶۵)۰/۲۷۷	(۰/۰۸۶)۰/۲۰۹
پهن داخلی	۶۶/۸۰±۱۶/۷۸	۷۲/۷۱±۱۶/۳۶	۶۸/۵۶±۲۰/۴۱	۶۵/۴۶±۱۸/۱۵	(۰/۰۰۶)۰/۷۳۹	(۰/۹۵۶)۰/۰۰۰*	(۰/۰۶۱)۰/۲۹۴
راست رانی	۷۸/۹۷±۹/۸۷	۷۱/۸۸±۱۷/۵۲	۷۷/۸۸±۲۱/۵۵	۶۶/۳۱±۱۴/۱۲	(۰/۲۷۱)۰/۰۱۹*	(۰/۰۱۵)۰/۶۰۶	(۰/۰۲۱)۰/۵۴۳
دو سر رانی	۸۰/۱۲±۱۲/۴۱	۸۷/۷۶±۱۷/۲۵	۸۱/۰۱±۲۱/۰۴	۸۶/۲۷±۱۹/۵۲	(۰/۰۷۴)۰/۲۴۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۶۱	(۰/۰۰۳)۰/۸۳۷
نیم وتری	۶۷/۷۴±۱۴/۴۵	۷۴/۸۷±۱۴/۸۵	۸۶/۴۴±۱۶/۳۷	۸۵/۱۹±۳۰/۰۹	(۰/۰۱۴)۰/۶۲۳	(۰/۲۰۴)۰/۰۴۶*	(۰/۰۳۷)۰/۴۸۵
سرینمیانی	۶۵/۶۸±۱۷/۶۲	۸۴/۷۹±۳۶/۶۲	۷۰/۸۳±۱۴/۳۲	۵۷/۰۵±۱۰/۹۹	(۰/۰۰۹)۰/۶۹۸	(۰/۱۱۷)۰/۱۳۹	(۰/۲۴۸)۰/۰۲۶*

* سطح معناداری $P < 0.05$

مجله دانش‌های علوم پزشکی گیلان

جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات قبل و بعد از اجرای تمرینات روی شن در ۲ گروه کنترل و آزمایش طی فاز میانه هل دادن

عضلات	گروه کنترل		گروه آزمایش		اثر عاملی زمان	اثر عاملی گروه	اثر تعاملی زمان و گروه
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشت نی قدامی	۷۴/۲۵±۱۵/۹۰	۸۱/۶۴±۱۶/۵۵	۱۰۲/۳۲±۱۳/۲۷	۱۰۶/۴۱±۲۲/۸۶	(۰/۰۷۹)۰/۲۳۰	(۰/۴۹۲)۰/۰۰۱۰	(۰/۰۰۷)۰/۷۲۵
دوقلوی داخلی	۸۱/۹۲±۱۵/۹۷	۷۹/۷۱±۱۱/۰۶	۸۹/۹۴±۲۳/۸۰	۹۲/۹۰±۲۱/۹۱	(۰/۰۰۱)۰/۹۱۲	(۰/۰۹۴)۰/۱۸۸	(۰/۰۳۲)۰/۴۴۹
پهن خارجی	۲۰۴/۹۸±۳۹/۵۹	۷۴/۹۶±۲۰/۱۳	۲۲۱/۱۲±۳۸/۳۴	۸۶/۸۵±۳۳/۳۲	(۰/۹۲۱)۰/۰۰۰۰	(۰/۰۷۰)۰/۲۵۹	(۰/۰۰۳)۰/۸۱۸
پهن داخلی	۷۳/۰۳±۲۵/۱۳	۷۳/۶۰±۲۷/۱۷	۵۸/۷۵±۱۵/۰۷	۶۴/۱۵±۳۱/۹۳	(۰/۰۰۶)۰/۷۴۶	(۰/۱۳۹)۰/۱۰۶	(۰/۰۰۴)۰/۷۹۳
راست رانی	۸۸/۸۷±۲۳/۹۹	۳۷/۹۰±۱۵/۱۵	۸۲/۴۹±۲۹/۱۱	۹۰/۳۰±۴۰/۱۰	(۰/۰۱۱)۰/۶۶۲	(۰/۰۱۴)۰/۶۲۰	(۰/۰۱۰)۰/۱۷۴
دو سر رانی	۸۵/۴۹±۲۸/۸۸	۸۹/۲۳±۲۸/۹۳	۷۰/۷۴±۲۶/۴۸	۱۱۰/۹۱±۳۸/۸۲	(۰/۱۹۶)۰/۰۵۱	(۰/۰۰۸)۰/۷۱۰	(۰/۱۴۴)۰/۰۹۹
نیم وتری	۶۹/۵۷±۲۲/۵۲	۶۳/۸۲±۱۷/۹۴	۷۸/۳۳±۲۲/۳۱	۷۵/۵۸±۲۵/۶۱	(۰/۰۲۸)۰/۴۸۱	(۰/۰۸۳)۰/۲۱۷	(۰/۰۲۸)۰/۸۰۲
سرینی میانی	۷۴/۴۸±۱۸/۸۲	۸۰/۲۷±۱۲/۶۹	۸۱/۷۱±۲۰/۱۷	۶۷/۴۲±۲۱/۳۸	(۰/۰۵۸)۰/۳۰۴	(۰/۰۰۸)۰/۷۰۴	(۰/۲۵۸)۰/۰۲۳۰

* سطح معناداری $P < 0.05$

مجله دانشگاه علوم پزشکی کیران

مرحله هل دادن تا مرحله نوسان است [۲۷]. طی فاز میانه اتکا در عمل جذب شوک نیروها نسب به سایر عضلات چهار سر رانی فعالیت کمتری دارد و ممکن است نشان‌دهنده این موضوع باشد که راست رانی یک عضله دو مفصلی است و طی فاز نوسان راه رفتن، به‌عنوان یک فلکسور ران عمل می‌کند [۲۷]. نتایج این پژوهش با یافته‌های جعفرنژاد و همکاران نشان دادند با تمرینات بر روی شن طی راه رفتن مقادیر فعالیت عضلات تغییر نمی‌کند، غیرهمسو است. علت احتمالی تفاوت در نتایج این دو پژوهش به دلیل طرح تحقیق متفاوت این دو پژوهش است. در پژوهش حاضر اثر طولانی‌مدت تمرین روی شن بررسی شد، درحالی‌که در پژوهش مذکور اثرات آنی مورد بررسی قرار گرفته بود. نتایج نشان داد اثر عامل گروه بر میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی، پهن داخلی و نیم وتری طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار است. در همین راستا شهید رضا و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی اثر یک دوره تمرینات قدرتی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد با پرونیت پرداختند. نتایج نشان‌دهنده معنادار بودن اثر عامل گروه بر فعالیت الکتریکی عضله درشت نی قدامی در گروه تمرین در مقایسه با گروه کنترل بود [۲۸]. اثر تعاملی زمان و گروه بر میانه فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار بود. همچنین مقایسه جفتی نتایج نشان داد میانه فرکانس عضله سرینی میانی در گروه آزمایش از پس‌آزمون به پیش‌آزمون کاهش معناداری داشته است. پرونیشن پا بیشتر در دوندگان دیده می‌شود و منجر به تغییر ساختار بیومکانیکی اندام تحتانی و درنهایت منجر به کاهش عملکرد ورزشکاران می‌شود [۲۹]. مطالعات متعددی اجرای تمرینات تقویتی عضله سرینی میانی و بزرگ را به‌منظور اصلاح پرونیشن پا گزارش کردند [۲۹-۳۱]. در راستای یافته‌های پژوهش حاضر هرسیرجان و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی یک دوره تمرینات

دو سر رانی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار است. همچنین اثر تعاملی زمان و گروه بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی معنادار بود. به‌طوری‌که نتایج افزایش معنادار فعالیت عضله درشت نی قدامی در گروه آزمایش پس از اجرای تمرینات را نشان داد. از آنجایی‌که عضله درشت نی قدامی بزرگ‌ترین عضله دورسی فلکسور در ناحیه مچ پا است و نقش مهمی در کنترل مفصل مچ پا دارد، کاهش فعالیت این عضله منجر به کاهش دورس فلکسور مفصل مچ پا می‌شود [۲۲-۲۴] و به نظر می‌رسد یکی از عوامل کاهش سرعت پرونیشن پا در مرحله پاسخ بارگیری باشد. در نتیجه انتقال وزن بدن از مرحله پاسخ بارگیری به مرحله میانه اتکا مستلزم زمان زیادی خواهد بود [۲۲-۲۴]. در راستای یافته‌های پژوهش حاضر خداویسی و همکاران طی مطالعه‌ای به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم پرداختند. نتایج افزایش معنادار فعالیت عضله درشت نی قدامی در گروه بیمار در مقایسه با گروه سالم را نشان داد [۲۵]. از آنجایی‌که فعالیت عضله درشت نی قدامی طی فاز پاسخ بارگیری به کنترل حرکت پلاتار فلکشن مچ پا و در برابر پرونیشن پا مقاومت می‌کند [۲۶]، به نظر می‌رسد تفاوت فرکانس این عضله در ۲ گروه می‌تواند نشان از بهبود فعالیت این عضله در نتیجه تمرین بر روی شن در گروه آزمایش باشد. از سوی دیگر فعالیت عضلات چهار سر رانی با جذب شوک نیروهای ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین مرتبط است. یافته‌ها نشان داد اثر عامل زمان بر میانه فرکانس عضله راست رانی طی فاز میانه اتکا معنادار است. همچنین مقایسه جفتی نتایج نشان داد میزان فرکانس عضله راست رانی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کمتر است. به نظر می‌رسد، تمرینات طولانی‌مدت منجر به کاهش فعالیت عضله راست رانی می‌شود، از آنجایی‌که اوج فعالیت عضله راست رانی طی راه رفتن از ابتدای

تقویتی کوتاه مدت مخصوص پا در افراد با پای پرونیت پرداختند. نتایج افزایش معنادار فعالیت عضله سیرینی میانی بعد از یک دوره تمرین در مقایسه با گروه کنترل را نشان داد. علت احتمالی عدم همراستا بودن با نتایج پژوهش حاضر به متفاوت بودن نوع و مدت زمان اجرای تمرینات در ۲ تحقیق برمی گردد [۲۹].

نتیجه گیری

تمرینات طولانی مدت بر روی شن منجر به افزایش فرکانس الکترومایوگرافی عضله درشت نی قدامی در فاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن شد. به نظر می رسد در کنترل حرکت، تماس پنجه پا با سطح زمین مؤثر بوده و میزان نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی را کاهش می دهد.

این مطالعه دارای چند محدودیت بود که باید مورد بحث قرار گیرد. پژوهش حاضر بر روی جامعه آماری مردان انجام شد. به همین دلیل نتایج این مطالعه مختص جمعیت مورد بررسی است. همچنین ما فعالیت برخی عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی را به دلیل محدودیت نصب الکترودها در این مطالعه ثبت نکردیم. براین اساس ما نمی دانیم عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی چگونه به شرایط مختلف طی راه رفتن و دویدن در این افراد واکنش نشان می دهند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه توسط کمیته اخلاق تأیید شد (کد اخلاق IR.ARUMS.REC.1398.484) و در پایگاه ثبت کارآزمایی های بالینی ایران ثبت شد (کد: IRCT20191211045704N1).

حامی مالی

این تحقیق هیچ گونه کمک مالی از سازمان های تأمین مالی در بخش های عمومی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرد.

مشارکت نویسندگان

مفهوم سازی، روش شناسی، اعتبارسنجی، تحلیل، تحقیق و بررسی، منابع، نگارش پیش نویس: تمام نویسندگان؛ نظارت، مدیریت، ویراستاری و نهایی سازی نوشته: امیرعلی جعفرنژادگرو.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

- [1] Mei Q, Gu Y, Xiang L, Baker JS, Fernandez J. Foot pronation contributes to altered lower extremity loading after long distance running. *Frontiers in Physiology*. 2019; 10:573. [DOI:10.3389/fphys.2019.00573] [PMID] [PMCID]
- [2] Xiang L, Gu Y, Wang A, Shim V, Gao Z, Fernandez J. Foot pronation prediction with inertial sensors during running: A preliminary application of data-driven approaches. *Journal of Human kinetics*. 2023; 87:29-40. [DOI:10.5114/jhk/163059] [PMID] [PMCID]
- [3] Zhang X, Lam WK, Vanwanseele B. Dose-response effects of forefoot and arch orthotic components on the center of pressure trajectory during running in pronated feet. *Gait & Posture*. 2022; 92:212-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2021.11.033] [PMID]
- [4] Kinakin K. Optimal muscle training. Champaign: Human Kinetics; 2009. [Link]
- [5] Pan J, Ho MM, Loh RB, Iskandar MN, Kong PW. Foot morphology and running gait pattern between the left and right limbs in recreational runners. *Physical Activity & Health*. 2023; 7.1:2515-70. [DOI:10.5334/paah.226]
- [6] Palomo-Toucedo IC, González-Elena ML, Balestra-Romero P, Vázquez-Bautista MDC, Castro-Méndez A, Reina-Bueno M. Pilot study: Effect of Morton's extension on the subtalar joint forces in subjects with excessive foot pronation. *Sensors*. 2023; 23(5):2505. [DOI:10.3390/s23052505] [PMID] [PMCID]
- [7] Chung KA, Lee E, Lee S. The effect of intrinsic foot muscle training on medial longitudinal arch and ankle stability in patients with chronic ankle sprain accompanied by foot pronation. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. 2016; 5(2):78-83. [DOI:10.14474/ptrs.2016.5.2.78]
- [8] Fontaine D. Virtuality and landscape. In: Edler D, Jenal C, Kühne O, editors. *Modern approaches to the visualization of landscapes*. Berlin: Springer; 2020. [DOI:10.1007/978-3-658-30956-5_14]
- [9] Jaafarnejad A, Amirzade N, Heseinpour A, Siahkhouian M, Mokhtari Malek Abadi A. [Evaluation of frequency spectrum of ground reaction force during walking on sand and flat surface in individuals with pronated foot (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020; 9(3):93-101. [DOI:10.22037/jrm.2019.112643.2230]
- [10] Prókai J, Murlasits Z, Bánhidí M, Csóka L, Gréci V, Atlasz T, et al. The effects of a 12-week-long sand exercise training program on neuromechanical and functional parameters in type II diabetic patients with neuropathy. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023; 20(7):5413. [DOI:10.3390/ijerph20075413] [PMID] [PMCID]
- [11] Binnie MJ, Dawson B, Arnot MA, Pinnington H, Landers G, Peeling P. Effect of sand versus grass training surfaces during an 8-week pre-season conditioning programme in team sport athletes. *Journal of Sports Sciences*. 2014; 32(11):1001-12. [DOI:10.1080/02640414.2013.879333] [PMID]
- [12] Richardson MC, English B, Chesterton P. The use of sand as an alternative surface for training, injury prevention and rehabilitation in English professional football and barriers to implementation: A cross-sectional survey of medical staff. *Science & Medicine in Football*. 2023; 7(4):413-21. [DOI:10.1080/24733938.2022.2125566] [PMID]
- [13] Gaudino P, Iaia FM, Alberti G, Strudwick AJ, Atkinson G, Gregson W. Monitoring training in elite soccer players: Systematic bias between running speed and metabolic power data. *International Journal of Sports Medicine*. 2013; 34(11):963-8. [DOI:10.1055/s-0033-1337943] [PMID]
- [14] Pinnington HC, Dawson B. The energy cost of running on grass compared to soft dry beach sand. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2001; 4(4):416-30. [DOI:10.1016/S1440-2440(01)80051-7] [PMID]
- [15] Pinnington HC, Lloyd DG, Besier TF, Dawson B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *European Journal of Applied Physiology*. 2005; 94(3):242-53. [DOI:10.1007/s00421-005-1323-6] [PMID]
- [16] Barrett RS, Neal RJ, Roberts LJ. The dynamic loading response of surfaces encountered in beach running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 1998; 1(1):1-11. [DOI:10.1016/S1440-2440(98)80003-0] [PMID]
- [17] Jafarnejadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouian 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] [PMCID]
- [18] Ghorbanlou F, Jafarnejadgero A, Fakhri Mirzanag E. [The effect of training with elastic band on electro myography of lower limb muscles in genu valgum male students during running: A clinical trial study (Persian)]. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2022; 21(3):327-42. [DOI:10.52547/jrums.21.3.327]
- [19] Jafarnejadgero A, Heshmatizadeh S. [Lower limb kinematic in low back pain patients with pronated foot before and after a selected training protocol during walking (Persian)]. *Journal of Anesthesiology and Pain*. 2019; 9(4):89-99. [Link]
- [20] Di Miceli D. Characterization of vibration-induced artefacts in EMG signals[MA thesis]. Corso Castelfidardo: Politecnico di Torino; 2019. [Link]
- [21] Drum SN, Rappelt L, Held S, Donath L. Effects of trail running versus road running-effects on neuromuscular and endurance performance-A two arm randomized controlled study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023; 20(5):4501. [DOI:10.3390/ijerph20054501] [PMID] [PMCID]
- [22] Li G, Shen J, Smith E, Patel C. The evaluation of orthotics in reducing hallux valgus angle in patients with hallux valgus over a twelve-month treatment. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022; 19(19):12531. [DOI:10.3390/ijerph191912531] [PMID] [PMCID]
- [23] Tasheva R. Physiotherapy after surgically stabilized proximal tibia fracture. *Trakia Journal of Sciences*. 2020; 18(2):156-60. [DOI:10.15547/tjs.2020.02.011]
- [24] Jafarnejadgero AA, Anvari SM, Valizade Orang A. Influence of sport shoe ageing on frequency domain of lower limb muscles in individuals with genu varum and healthy group during walking. *Iranian Journal of Rehabilitation Research*. 2020; 6(3):25-33. [Link]

- [25] Khodaveisi H, Sadeghi H, Memar R, Anbarian M. Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts. Medicina de l'Esport*. 2016; 51(189):13-9. [DOI:10.1016/j.apunts.2015.10.002]
- [26] Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International*. 2001; 22(1):31-41. [DOI:10.1177/107110070102200105] [PMID]
- [27] MacIntyre D, Robertson DGE. EMG patterns of the quadriceps during treadmill running a description of patellofemoral pain syndrome. Paper presented at: 1st North American Conference on Biomechanics. 25 August 2022; Ottawa, Canada. [Link]
- [28] Alam F, Raza S, Moiz JA, Bhati P, Anwer S, Alghadir A. Effects of selective strengthening of tibialis posterior and stretching of iliopsoas on navicular drop, dynamic balance, and lower limb muscle activity in pronated feet: A randomized clinical trial. *The Physician and Sports Medicine*. 2019; 47(3):301-11. [DOI:10.1080/00913847.2018.1553466] [PMID]
- [29] Raghav U, Sharma B, Kaur H, Chhabra C. Enhancing athletes' foot stability: A comparative analysis of gluteus maximus and gluteus medius muscle strengthening effects on navicular drop, balance, and foot posture index in over-pronated foot. *Pamukkale Journal of Sport Sciences*. 2024; 15(1):59-72. [DOI:10.54141/psbd.1328500]
- [30] Engkananuwat P, Kanlayanaphotporn R. Gluteus medius muscle strengthening exercise effects on medial longitudinal arch height in individuals with flexible flatfoot: A randomized controlled trial. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 2023; 19(1):57-66. [DOI:10.12965/jer.2244572.286] [PMID] [PMCID]
- [31] Goo YM, Kim TH, Lim JY. The effects of gluteus maximus and abductor hallucis strengthening exercises for four weeks on navicular drop and lower extremity muscle activity during gait with flatfoot. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016; 28(3):911-5. [DOI:10.1589/jpts.28.911] [PMID] [PMCID]