Sport Medicine Studies **Volume 14, No 33, 2022, Page 17-36**

Research Paper

Examining the Frequency Spectrum of Selected Lower Limb Muscles on the Ground Compared to Artificial Turf in Individuals with Foot Deformities during Walking

A. Maddahikivi[1], A.A. Jafarnezhadgero[2], A. Valizadehorang[3]

1. MSc. in Sport Biomechanics, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. AssociateProfessor in Sport Biomechanics, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran,

Received Date: 2022/04/13 **Accepted Date: 2022/06/14**

Abstract

Pronated and supinated foot as common foot deformities with biomechanical changes in walking can cause injury to the lower limbs. The purpose of this study was to investigate the frequency spectrum of selected lower limb muscles on the ground compared to artificial turf in individuals with foot deformity during walking. In this quasi-experimental study, 10 men with pronated foot, 10 supinated foot and 10 healthy people aged 20-25 years volunteered to participate. A biometrics electromyography machine was used to record the frequency spectrum of selected muscles. DataLight biometrics software was also used to extract the frequency of selected muscles during 3 phases of walking. The results showed that the frequency of rectus femoris muscle and gluteus medius muscle increased during the loading phase of walking on the artificial turf compared to the ground. Gastrocnemius muscle and vastus lateralis muscle activity was higher in healthy group than in pronated and supinated groups. In addition, the results revealed that the use of artificial turf for people with foot deformities can be useful due to the increased activity of rectus femoris muscle and the gluteal muscles during the loading phase.

Keywords: Frequency Spectrum, Artificial Turf, Walking

1. Email: arezom73@gmail.com
2. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com
3. Email: valizadeh@uma.ac.ir

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

Extended Abstract

Background and Purpose

Walking is done for various purposes such as increasing mobility, losing weight, maintaining fitness, improving balance, and growing more bones , etc (1, 2); however, injury rate in this activity is high. One of the causes of injury can be the increase of mechanical stiffness related to sports surfaces (3, 4). Most of these injuries occur in the lower body. Most functional problems of the foot are caused by changes in the arches of the foot (5). Examining the functional capacity of the leg muscles in people with foot deformity can help us choose the right surface for these people. In recent years, artificial turf has become an appropriate and reliable alternative in many sports (6). There is interaction between the surfaces and joints of the lower limbs during transitional movements. Therefore, it seems necessary to study the frequency spectrum of selected lower limb muscles on the ground compared to artificial turf in people with foot deformity while walking.

Materials and Methods

In this quasi-experimental study, the participants included 10 men with pronated foot, 10 supinated foot and 10 healthy people aged 20-25 years. The navicular bone sagging method was used to divide the groups of flat feet and healthy feet (7). The research protocol was approved by the Sports Sciences Research Institute with the ethics code TR.SSRC.REC.1400.022 (8).

An 8-channel electromyography machine with a surface electrode was used to record the frequency of selected muscles. First, the subject's superior leg was identified using a soccer ball shot, to place electrodes on the superior leg. In order to record the electromyography activity of the muscles, first the part of the desired muscles was shaved and cleaned with medical alcohol and cotton to reduce resistance. The electrode method was bipolar and the center distance between the two electrodes was 20 mm. The superficial electrodes were then placed on the anterior tibialis muscle, gastrocnemius muscle, rectus femoris muscle , vastus lateralis muscle, vastus medialis muscle, biceps femoris muscle , semitendinosus muscle and gluteus medius muscles according to the European protocol of Seniam (9). Surface electromyographic signals were recorded at a sampling rate of 1000 Hz and transmitted using a 10-500 Hz transient Butterworth filter. In the present study, the third generation artificial turf was used as a surface. In order to record electromyography activities, each subject walked the 15-meter path barefoot and at a speed of his choice (10) in three correct heel-toe trials, once on the ground and again on artificial turf. DataLight biometrics software was used to extract the frequency of selected muscles during 3 phases of walking (loading phase, middle phase, and intermediate phase). The normality of the data distribution was confirmed using the

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

Shapiro-Wilk test. Two-way analysis of variance with repeated measures was used to compare the three data sets during ground and turf conditions. Tukey post hoc test was also used to compare the differences between groups. All analyses were performed at the significance level of 0.05 and using SPSS software version 25.

Findings

The results showed that the effect of surface factor on the values of rectus femoris muscle frequency (P = 0.029) and gluteus medius muscles (P = 0.037) during walking loading phase was significant. The pair comparison showed that the frequency of rectus femoris muscle activity increased on the artificial turf compared to the ground. Paired comparisons showed that the frequency of gluteus medius muscles activity increased when walking on artificial turf compared to the ground.

The results of muscle frequency values during the middle phase of gait showed that the effect of surface factor on the frequency values of muscles during the middle phase of gait was not significant ($p > 0.05$). The results showed that the effect of group factor on the values of gastrocnemius muscle frequency ($p = 0.007$) and vastus lateralis muscle ($p = 0.015$) during the middle phase of gait was significant. Pair comparison showed that gastrocnemius muscle activity was higher in the healthy group than in the pronate and supinate groups. Pair comparison indicated that the activity of vastus lateralis muscle in the healthy group and pronate is higher than supinate group. The results of muscle frequency values during intermediate phase showed that the effect of surface factor, group and interaction effect of surface and group on muscle frequency values during gait oscillation phase was not significant ($p <0.05$).

Conclusion

The aim of the present study was to determine the frequency spectrum of selected lower limb muscles on the ground compared to artificial turf in individuals with foot deformity while walking. Overall, changes in the anatomy of the foot appear to affect the frequency spectrum of muscles during walking. The results showed that the frequency of rectus femoris muscle and the gluteal muscles increased on the artificial turf compared to the ground. It can be generally stated that the use of artificial turf is recommended for use by people with foot deformity due to increasing the gluteus medius and rectus femoris muscle activity during loading phase.

Article Message

The frequency spectrum of rectus femoris muscle and the gluteus medius muscles is higher on the artificial turf than on the ground. Therefore, it can be claimed that

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

walking exercises on artificial turf are effective in strengthening these muscles. The frequency of gastrocnemius muscle and vastus lateralis was higher in the healthy group than in the group with foot deformity. Changes in the anatomy of the foot appear to affect the frequency spectrum of muscles during walking.

Keywords: Frequency Spectrum, Artificial Turf, Walking

References

1. Khademi-Kalantari K, Rahimi F, Hosseini SM, Baghban AA, Jaberzadeh S. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking: A voluntary response evaluation. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(3):605-11.
2. Duvall J. Enhancing the benefits of outdoor walking with cognitive engagement strategies. Journal of environmental psychology. 2011;31(1):27-35.
3. Andréasson G, Peterson L. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. Journal of Applied Biomechanics. 1986;2(3):202-9.
4. Torg JS, Quedenfeld TC, Landau S. The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries. The Journal of sports medicine. 1974;2(5):261-9.
5. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.
6. Nunome H, Ikegami Y, Nishikawa T, Horio T. A new valid shock absorbency test for artificial turf. International Research in Science and Soccer. 2009:69.
7. Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. Foot & ankle. 1987;7(5):285-9.
8. Keenan M, Peabody T, Gronley J, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. The Journal Of Bone And Joint Surgery American Volume. 1991;73(2):237-47.
9. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development. 2007;10:8-12.
10. Latour E, Latour M, Arlet J, Adach Z, Bohatyrewicz A. Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11–12-year-old children. Gait & posture. 2011;34(3):415-20.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۴، شماره ۳۳، پاییز ۱۴۰۱. صص ۳۶-۱۷

مقالهٔ پژوهشی

بررسی طیف فرکانس عضلات منتخب اندام تحتانی در سطح زمین، در مقایسه با چمن مصنوعی، در افراد مبتلا به ناهنجاری پا طی راه رفتن

آرزو مداحی کیوی[1]، امیرعلی جعفرنژادگرو[2]، آیدین ولی زاده اورنج[3]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی،

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

۳. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ ارسال ۱۴۰۱/۰۱/۲۴ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۰۳/۲۴

چکیده

پای پرونیت و سوپینیت از ناهنجاری‌های رایج پا به شمار می‌روند که با تغییر بیومکانیک راه رفتن می‌توانند باعث آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی شوند. هدف از این پژوهش بررسی طیف فرکانس عضلات منتخب اندام تحتانی در سطح زمین، در مقایسه با چمن مصنوعی، در افراد مبتلا به ناهنجاری پا طی راه رفتن است. در این مطالعهٔ نیمه‌تجربی ۱۰ نفر مرد دارای پای پرونیت، ۱۰ نفر پای سوپینیت و ۱۰ نفر سالم با دامنه سنی ۲۰- ۲۵ سال شرکت کردند. برای ثبت طیف فرکانس عضلات منتخب از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریکس استفاده شد. از نرم‌افزار بایومتریکس دیتا لایت برای استخراج فرکانس عضلات منتخب طی سه فاز راه رفتن استفاده شد. نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضلهٔ راست‌رانی و عضلهٔ سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن در سطح چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش یافته است. فعالیت در عضلهٔ دوقلو و پهن خارجی در گروه سالم از گروه پرونیت و سوپینیت بیش‌تر است. نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد استفاده از چمن مصنوعی برای افراد مبتلا به ناهنجاری پا با توجه با افزایش فعالیت راست‌رانی و سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری می‌تواند مفید باشد.

واژگان کلیدی: طیف فرکانس، چمن مصنوعی، راه رفتن

1. Email: arezom73@gmail.com
2. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com
3. Email: valizadeh@uma.ac.ir

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

مقدمه

بیش‌تر مشکلات عملکردی پا به علت تغییر قوس‌های پا ایجاد می‌شود (۱). افراد با ناهنجاری‌های کف پا در معرض ابتلا به سایر آسیب‌های اندام تحتانی قرار دارند (۲). ساختار اسکلتی نامطلوب نشان‌دهندهٔبیماری نیست، اما می‌تواند موجب تغییر شکل ظاهری و مشکلات بیومکانیکی در سایر اندام‌های بدن شود (۳) که این آسیب‌ها موجب ناهنجاری در ساختار اسکلتی پا و عارضه‌های پای پرونیت و سوپینیت می‌شود. پرونیشن پا عارضه‌ای است که باعث کاهش قوس طولی-داخلی پا می‌شود و با افت بیشتر از ۶ درجه اورژن استخوان ناوی در سطح داخلی پا همراه است (۴). پرونیشن بیش‌ازحد، ممکن است در یک یا هر دو پا باشد که نه‌تنها باعث اعمال بار اضافی در ساختمان پا می‌شود، بلکه می‌تواند به‌مرور زمان به‌صورت جبرانی در نواحی بالاتر مانند زانو، ران و کمر نیز تأثیر بگذارد (۵). این افراد به بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا دچارند (۶). این بی‌نظمی‌ها می‌تواند باعث درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسررانی شود (۷،۸). به واروس عقب پا یا چرخش داخلی پاشنهٔ پا که معمولاً با افزایش ارتفاع قوس طولی-داخلی پا همراه است، پای سوپینیت می‌گویند (۹،۱۰). ازنظر ساختاری مشخص شده است که در افراد مبتلا به این ناهنجاری، زمان و فضای برخورد با زمین در حین راه رفتن کاهش می‌یابد و به دلیل قفل شدن مفاصل میانی تارسال جذب ضربهٔ ضعیفی دارند (۱۱،۱۲). مطالعات نشان می‌دهد پای سوپینیت، در مقایسه با پای پرونیت و پای طبیعی اطلاعات حسی کمتری از کف پا دریافت می‌کند (۱). فرد مبتلا به پای سوپینیت با قوس پای زیاد نمی‌تواند با سطح سازگار شود، که این نیازمند ساختارهای اسکلتی-عضلانی اطراف، برای حفظ ثبات و تعادل است (۱۳). در مطالعهٔ ویلیامز[1] و همکاران (۱۲) روی دوندگان با پای سوپینیت و پرونیت گزارش شده است که افراد مبتلا به پای سوپینیت بیشتر در معرض آسیب‌های استخوانی قرار دارند، درحالی‌که پاهای پرونیت بیشتر در معرض آسیب‌های بافت نرم‌اند؛ بنابراین، افراد باید برای کاهش بارهای ناخواسته در حین راه رفتن و کاهش خطر آسیب‌دیدگی اقدام کنند (۱۴). تمامی افراد برای بهبود سطح آمادگی جسمانی به فعالیت‌های ورزشی ازجمله پیاده‌روی نیاز دارند.

راه رفتن اصلی‌ترین حرکت انجام شده توسط انسان اس و فعالیت پیاده‌روی به دلیل قابلیت دسترسی زیاد و کم‌هزینه بودن طرفداران فراوانی دارد. راه رفتن با هدف‌های مختلف از قبیل افزایش تحرک پذیری افراد، کاهش وزن، حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان‌ها و غیره انجام می‌شود (۱۵،۱۶). حین راه رفتن امکان آسیب‌دیدگی وجود دارد و از عوامل ایجاد آسیب می‌توان به سفتی زمین، کیفیت

1. Williams

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

زمین و اصطکاک بین سطح و کفش اشاره کرد (۱۷،۱۸). بیشتر این آسیب‌ها در اندام تحتانی روی می‌دهد. خصوصیات سطح و تغییرات بیومکانیکی مرتبط ممکن است عاملی مهم در تکرار آسیب و شدت آن باشد (۱۹). سطوح جدید ورزشی برای بهبود کارایی، فراهم آوردن زمین‌های طبیعی‌تر و با ویژگی‌های چمن طبیعی برای کاهش صدمات تولید و به بازار عرضه شده است (۲۰).

در سال‌های اخیر چمن مصنوعی به جایگزینی مناسب و مورداطمینان در بسیاری از رشته‌های ورزشی تبدیل شده است (۲۱). بسیاری از مطالعات، نیروها و فعالیت الکتریکی عضلات را هنگام راه رفتن و انجام حرکات ورزشی خاص در سطوح مختلف سطح زمین، چمن طبیعی و چمن مصنوعی در افراد سالم بررسی کرده‌اند (۲۲،۲۳). پژوهش‌ها نشان داده‌اند فعالیت ورزشی در سطوح مصنوعی بروز آسیب‌های بیش‌ازحد را در افراد سالم افزایش داده است (۲۴). میرس[1] و بارنهیل[2] نشان دادند تعداد آسیب‌دیدگی‌های شدید در چمن مصنوعی و چمن طبیعی در هر بازی تیمی مشابه است (۲۵). رانسون[3] و همکاران با بررسی آسیب‌های خاص شامل آسیب‌دیدگی مچ پا و پا هیچ تفاوت معناداری بین سطوح چمن مصنوعی و آسیب‌ها گزارش نکرده‌اند (۲۶). مطالعات هگل[4] و همکاران نشان داد آسیب مچ پا هنگام بازی در چمن طبیعی از چمن مصنوعی کمتر است (۲۷).. ویلیامز[5] و همکاران در مطالعهٔ مروری خود، که علت‌های ایجاد آسیب‌های فوتبالی را در چمن مصنوعی نسل سوم در مقایسه با چمن طبیعی بررسی کرده بودند، به این نتیجه رسیدند که اگرچه چمن‌های مصنوعی نسل سوم و طبیعی تفاوتی ندارند، باید در مورد احتمال آسیب بیش‌تر در چمن مصنوعی هوشیار بود (۲۸). از عوامل خطرزای آسیب در چمن مصنوعی می‌توان به دو گروه عوامل درونی و بیرونی اشاره کرد. گروه اول در ارتباط مستقیم با ویژگی‌های چمن مصنوعی است که به عوامل سختی زیاد، کشش سطح، مواد پرکنندهٔ چمن مصنوعی، ضخامت و طول الیاف اشاره دارد (۲۹،۳۰). از عوامل بیرونی می‌توان به عوامل محیطی (مانند وضعیت آب‌وهوا، دمای سطحی چمن) (۳۱)، تجهیزات ورزشی مانند تعامل سطح و کفش (جذب شوک، کشش و اصطکاک) و نوع کفش (ارتفاع و تعداد استوک) (۳۲،۳۳) اشاره است. بررسی ظرفیت عملکردی عضلات پا در افراد با ناهنجاری پا می‌تواند ما را در انتخاب سطح مناسب برای این افراد یاری کند. برای بررسی عملکرد عضلات به روش غیرتهاجمی می‌توان از الکترومایوگرافی سطحی استفاده کرد (۳۴).

1. Meyers
2. Barnhill
3. Ranson
4. Hagel
5. Williams

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

از تحلیل الکترومایوگرام می‌توان طیف فرکانس را برای بررسی عملکرد عضلانی به دست آورد. طیف فرکانس عضلات با ارائهٔ ویژگی‌های مختلف عضله، اعم از تعداد پتانسیل عمل در ثانیه، می‌تواند ما را در رسیدن به اهداف مورد بررسی این پژوهش یاری کند (۳۴). با توجه به اهمیت عضلات درشت‌نی قدامی، راست‌رانی، پهن خارجی و داخلی، دوسر رانی، نیم‌وتری و سرینی میانی در حرکت راه رفتن و نقش هر یک از عضلات در فازهای مختلف راه رفتن، به نظر می‌رسد تحلیل طیف فرکانس عضلات در افراد مبتلا به پای پرونیت و سوپینیت اطلاعات مفیدی در مورد انتخاب سطح مناسب برای حرکت راه رفتن در اختیار ما می‌گذارد. از طرفی با توجه به شیوع فراوان ناهنجاری‌های پا و اهمیت راه رفتن که جزو حرکات بنیادی انسان است و همچنین با توجه به اینکه پژوهش‌های قبلی یافته‌های ضدونقیضی در خصوص مقایسهٔ میزان شیوع و خطر بروز آسیب در چمن مصنوعی و سایر سطوح گزارش کرده‌اند؛ بررسی طیف فرکانس عضلات منتخب اندام تحتانی در سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد مبتلا به ناهنجاری پا طی راه رفتن ضروری به نظر می‌رسد.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. نمونهٔ آماری شامل ۳۰ مرد دارای پای پرونیت و سوپینیت بودند که داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها به سه گروه تقسیم شدند: ۱۰ نفر مرد سالم (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۳/۸۳ ± ۲۲/۳۰ سال، ۳/۴۷ ± ۱۷۸/۵۰ سانتی‌متر و ۱۴/۳۵ ± ۷۹/۲۲ کیلوگرم)، ۱۰ مرد با پای پرونیت (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۲/۶۰ ± ۲۰/۹۱ سال، ۴/۶۶ ± ۱۷۹/۹۱ سانتی‌متر و ۱۸/۵۷ ± ۷۶/۰۰ کیلوگرم) و ۱۰ مرد با پای سوپینیت (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۲/۲۳ ± ۲۰/۱۶ سال، ۴/۲۲ ± ۱۸۰/۵۴ سانتی‌متر و ۷/۷۳ ± ۷۰/۵۶ کیلوگرم) قابل‌ذکر است که هیچ اختلاف معناداری در سه گروه مشاهده نشد.

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی گروه‌های کف پای صاف و سالم استفاده شد (۳۵). به همین دلیل از آزمودنی خواسته شد روی صندلی بنشیند و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهد. در این حالت فاصلهٔ بین برجستگی استخوان ناوی تا کف پای فرد اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را روی دو پا به‌طور مساوی تقسیم کند. در این حالت نیز ارتفاع استخوان ناوی تا کف پا اندازه‌گیری شد. درصورتی‌که اختلاف اندازه این دو حالت بین ۵- ۹ میلی‌متر باشد، فرد دارای پای طبیعی و اگر ۱۰ میلی‌متر و بیشتر از آن باشد فرد دارای کف پای صاف است (۳۵). همچنین برای تشخیص آزمودنی با پای پرونیت، زاویهٔ پرونیشن پا از طریق اندازه‌گیری زاویهٔ والگوس پاشنه (زاویهٔ پشت پا) اندازه‌گیری شد؛ به این صورت که خط میانی یک سوم تحتانی پشت ساق‌پا و خط

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

میانی پشت‌پا (پاشنه) در وضعیت خوابیده به حالت دمر رسم شد سپس، در حالت ایستاده و تحمل وزن زاویهٔ تشکیل‌شده بین این دو خط با گونیامتر اندازه‌گیری شد (۳۶).

پروتکل پژوهش توسط پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی با شناسهٔ اخلاق TR.SSRC.REC.1400.022 تصویب شد. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بود از: جنسیت مرد، پای سالم، کف پای پرونیت و کف پای سوپینیت. معیارهای خروج از مطالعه داشتن هرگونه آسیب تروماتیک، سابقهٔ عمل جراحی در اندام تحتانی و اختلاف طول اندام تحتانی یا بدشکلی حاد ارتوپدیکی بود (۳۷). از دستگاه الکترومایوگرافی[1] هشت‌کاناله با الکترود سطحی برای ثبت فرکانس عضلات منتخب استفاده شد. 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 موردنظر شیو و به‌منظور کاهش مقاومت با الکل طبی و پنبه تمیز شد. روش الکترودگذاری به‌صورت دوقطبی بود و فاصلهٔ مرکز هر دو الکترود با هم ۲۰ میلی‌متر ددر نظر گرفته شد. برای تشخیص محل دقیق الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده شد. بعد از تشخیص لندمارک‌ها الکترودها در راستای فیبرهای عضلانی چسبانده شد (۳۸). سپس، طبق پروتکل اروپایی سنیام[2] الکترودهای سطحی روی عضلات درشت‌نی قدامی، عضلهٔ دوقلوی داخلی، عضلهٔ راست‌رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، عضلهٔ دوسر رانی، نیم‌وتری و سرینی میانی قرار گرفت (۳۹) (شکل شمارهٔ ۱).

شکل ۱- محل نصب الکترودها

1. EMG Pre-Amplifier, Biometrics Ltd,. Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom
2. SENIAM

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد و برای حذف نویز برق شهری از فیلتر باتروورث میان‌گذر ۱۰- ۵۰۰ هرتز و فیلتر ناچ عبور داده شد.

سطح استفاده‌شده در پژوهش حاضر چمن مصنوعی نسل سوم بود. این نوع چمن ۱۰۰ درصد ضد الکتریسیتهٔ ساکن و ضد حریق و همچنین دارای خواص ضد باکتریایی است. الیاف این چمن ۳۵- ۶۵ میلی‌متر است که از ماسه، ذرات لاستیکی و شن‌های سیلیسی پوشیده شده است. همچنین، به‌منظور افزایش قابلیت کشسانی و نزدیک شدن ویژگی‌های این چمن به چمن طبیعی از الیاف پلی‌اتیلن استفاده شده است. به‌منظور ثبت فعالیت‌های الکترومایوگرافی، هر آزمودنی مسیر ۱۵ متری را با پای برهنه و با سرعت خودانتخابی (۴۰) به‌صورت سه کوشش صحیح پاشنه-پنجه، یک بار روی سطح زمین و بار دیگر روی چمن مصنوعی راه رفتند. درنهایت، به‌منظور مقایسهٔ دوسطح، از طریق میانگین سه کوشش هر آزمودنی، میانگین فرکانس عضلات در هر دو سطح به دست آمد. بررسی داده‌های ثبت‌شده با هدف اطمینان از صحت آن‌ها در مراحل و شیوه‌های مختلف انجام شد. در اولین مرحله که هم‌زمان با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی بود، سیگنال‌های الکترمایوگرافی سطحی در نرم‌افزار مربوط بررسی و با مشاهدهٔ ویژگی‌های سیگنال‌ها (پیوسته بودن شکل سیگنال و...) صحت اولیهٔ آن‌ها تأیید می‌شد. از نرم‌افزار بایومتریکس دیتا لایت[1] برای استخراج میانهٔ فرکانس عضلات منتخب طی سه فاز راه رفتن (پاسخ بارگیری، میانهٔ اتکا و نوسان) استفاده شد. برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحهٔ نیرو برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. برای مشخص کردن لحظهٔ تماس پاشنه و بلند شدن پنجه از زمین از میزان نیروی عمودی برابر ۲۰ نیوتون استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو- ویلک تأیید شد. برای مقایسهٔ سه گروه داده‌ها در شرایط سطح زمین و سطح چمن از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. برای مقایسهٔ تفاوت بین گروه‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس پی اس اس نسخهٔ ۲۵ انجام شد. برای محاسبهٔ اندازهٔ اثر از مقادیر مجذور اتا[2] استفاده شد.

نتایج

نتایج نشان می‌دهد اثر عامل سطح بر مقادیر فرکانس عضلات راست‌رانی (P=۰/۰۲۹) و سرینی میانی (P=۰/۰۳۷) طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن معنادار است. مقایسهٔ جفتی نشان می‌دهد فرکانس فعالیت عضلهٔ راست‌رانی و سرینی میانی طی راه رفتن روی چمن، در مقایسه با سطح زمین، افزایش یافته است.

1. Biometrics DataLite
1. Eta Squared

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

بر اساس یافته‌های پژوهش، اثر عامل گروه و اثر تعاملی سطح و گروه بر مقادیر فرکانس عضلات طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن معنادار نیست (p>۰/۰۵) (جدول شمارهٔ ۱).

جدول ۱- مقایسهٔ مقادیر فرکانس عضلات طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن در سطح زمین و سطح چمن در بین سه گروه سالم، پای پرونیت و سوپینیت

عضلات	گروه سالم		گروه پای پرونیت		گروه پای سوپنیت		اثر عامل: سطح (اندازهٔ اثر)	اثر عامل: گروه (اندازهٔ اثر)	اثر تعاملی: سطح × گروه (اندازهٔ اثر)
	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن			
ساقی قدامی	۸۸/۰۸ ± ۱۴/۴۰	۹۱/۸۳ ± ۲۵/۳۶	۸۱/۶۹ ± ۶/۲۸	۸۴/۸۸ ± ۱۵/۰۷	۸۵/۱۵ ± ۱۴/۱۷	۸۹/۷۵ ± ۱۸/۵۵	۰/۴۱۹ (۰/۰۲۴)	۰/۳۷۹ (۰/۰۶۹)	۰/۹۹۲ (۰/۰۰۱)
دوقلو	۸۷/۱۰ ± ۱۷/۸۸	۹۷/۵۲ ± ۲۰/۶۲	۷۷/۵۴ ± ۱۵/۸۵	۸۹/۴۴ ± ۲۱/۷۲	۸۷/۶۴ ± ۲۰/۶۴	۹۳/۱۴ ± ۲۰/۴۰	۰/۰۹۲ (۰/۱۰۲)	۰/۳۰۶ (۰/۰۸۴)	۰/۸۷۶ (۰/۰۱۰)
پهن داخلی	۶۱/۷۳ ± ۱۱/۸۱	۷۴/۵۶ ± ۱۳/۹۶	۷۰/۱۵ ± ۴/۹۵	۷۰/۸۰ ± ۱۴/۷۱	۷۱/۸۱ ± ۲۶/۹۴	۷۳/۴۴ ± ۱۸/۶۷	۰/۲۷۱ (۰/۰۸۱)	۰/۶۳۱ (۰/۰۳۳)	۰/۳۲۰ (۰/۰۴۵)
پهن خارجی	۶۶/۲۴ ± ۱۵/۴۱	۸۴/۰۰ ± ۲۸/۰۶	۶۴/۲۴ ± ۶/۵۹	۷۹/۰۳ ± ۲۱/۷۰	۷۵/۳۳ ± ۳۰/۹۱	۸۵/۰۱ ± ۳۲/۳۶	۰/۰۵۱ (۰/۱۳۴)	۰/۴۶۹ (۰/۰۵۵)	۰/۸۸۹ (۰/۰۰۹)
راست‌رانی	۷۱/۰۹ ± ۱۲/۹۴	۸۴/۲۴ ± ۱۶/۹۰	۷۲/۹۲ ± ۱۰/۲۴	۹۱/۷۳ ± ۳۰/۴۱	۸۵/۵۳ ± ۲۵/۴۴	۹۴/۲۱ ± ۲۶/۵۱	۰/۰۲۹ * (۰/۱۶۴)	۰/۱۸۸ (۰/۱۱۶)	۰/۷۸۱ (۰/۰۱۸)
دوسر رانی	۸۳/۹۱ ± ۲۴/۰۶	۱۰۱/۵۳ ± ۳۴/۱۸	۸۰/۵۹ ± ۱۳/۵۱	۸۶/۳۴ ± ۲۰/۲۹	۹۰/۸۲ ± ۲۹/۰۲	۹۷/۹۹ ± ۲۷/۷۲	۰/۱۷۲ (۰/۰۶۸)	۰/۲۹۰ (۰/۰۸۸)	۰/۷۶۶ (۰/۰۲۰)
نیم وتری	۷۷/۱۵ ± ۲۱/۱۴	۷۸/۹۴ ± ۲۲/۳۰	۷۷/۰۷ ± ۲۱/۴۳	۸۲/۰۵ ± ۱۲/۹۱	۸۲/۲۲ ± ۱۵/۵۸	۸۸/۳۸ ± ۱۳/۹۹	۰/۴۳۲ (۰/۰۲۳)	۰/۳۱۴ (۰/۰۸۲)	۰/۹۴۳ (۰/۰۰۴)
سرینی میانی	۶۶/۵۷ ± ۲۰/۴۲	۷۴/۲۵ ± ۲۳/۹۰	۵۸/۰۸ ± ۹/۳۷	۷۶/۹۴ ± ۲۲/۱۰	۷۶/۰۹ ± ۱۹/۰۹	۸۳/۳۹ ± ۲۱/۷۱	۰/۰۳۷ * (۰/۱۵۱)	۰/۱۵۱ (۰/۱۳۱)	۰/۵۸۹ (۰/۰۳۹)

* سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج مقادیر فرکانس عضلات طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن در جدول شمارهٔ ۲ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد اثر عامل سطح بر مقادیر فرکانس عضلات طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن معنادار نیست (p>۰/۰۵). همچنین، اثر عامل گروه بر مقادیر فرکانس عضلات دوقلو (p=۰/۰۰۷) و پهن خارجی (p=۰/۰۱۵) طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن معنادار است. مقایسه جفتی نشان می‌دهد فعالیت عضلهٔ دوقلو در گروه سالم از گروه پرونیت و سوپینیت و نیز فعالیت عضلهٔ پهن خارجی در گروه سالم و پرونیت از گروه سوپینیت بیش‌تر است. بر اساس نتایج، اثر تعاملی سطح و گروه بر مقادیر فرکانس عضلات طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن معنادار نیست (p>۰/۰۵) (جدول شمارهٔ ۲).

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

جدول ۲- مقایسهٔ مقادیر فرکانس عضلات طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن در سطح زمین و سطح چمن در بین سه گروه سالم، پای پرونیت و سوپینیت

عضلات	گروه سالم		گروه پای پرونیت		گروه پای سوپینیت		اثر عامل: سطح (اندازهٔ اثر)	اثر عامل: گروه (اندازهٔ اثر)	اثر تعاملی: سطح × گروه (اندازهٔ اثر)
	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن			
ساقی قدامی	۸۵/۸۷ ± ۲۲/۶۵	۸۸/۱۱ ± ۱۹/۷۶	۸۷/۰۶ ± ۲۳/۰۱	۸۷/۰۰ ± ۲۱/۰۹	۷۷/۸۷ ± ۱۱/۲۱	۸۴/۰۱ ± ۸/۰۲	۰/۵۸۹ (۰/۰۱۱)	۰/۴۵۸ (۰/۰۵۶)	۰/۸۸۰ (۰/۰۰۹)
دوقلو	۹۳/۰۸ ± ۱۸/۲۵	۱۰۲/۷۷ ± ۱۴/۷۱	۷۹/۶۳ ± ۱۸/۶۳	۸۱/۸۴ ± ۱۱/۷۲	۹۱/۲۰ ± ۱۸/۳۷	۸۵/۵۹ ± ۱۸/۲۱	۰/۶۵۶ (۰/۰۰۷)	* ۰/۰۰۷ (۰/۳۱۰)	۰/۴۱۶ (۰/۰۶۳)
پهن داخلی	۶۵/۰۹ ± ۱۰/۸۸	۷۲/۸۰ ± ۱۵/۶۷	۷۳/۷۳ ± ۱۳/۱۱	۷۴/۳۴ ± ۲۰/۱۴	۷۱/۹۱ ± ۱۶/۰۴	۶۹/۹۰ ± ۱۳/۵۳	۰/۶۰۶ (۰/۰۱۰)	۰/۵۵۲ (۰/۰۴۳)	۰/۶۰۱ (۰/۰۳۷)
پهن خارجی	۸۳/۳۲ ± ۲۱/۳۶	۸۱/۱۶ ± ۲۱/۲۷	۷۸/۵۸ ± ۱۶/۹۸	۸۷/۱۵ ± ۱۰/۶۹	۷۷/۸۷ ± ۱۹/۰۴	۶۹/۰۱ ± ۱۵/۱۲	۰/۸۱۹ (۰/۰۰۲)	* ۰/۰۱۵ (۰/۲۶۶)	۰/۶۳۱ (۰/۰۳۳)
راست‌رانی	۸۵/۸۸ ± ۳۲/۳۷	۹۴/۳۰ ± ۳۳/۹۴	۷۲/۵۹ ± ۱۱/۷۶	۹۱/۵۹ ± ۲۱/۸۱	۸۸/۵۱ ± ۲۹/۳۴	۸۶/۸۸ ± ۲۳/۴۵	۰/۲۴۴ (۰/۰۵۰)	۰/۵۹۱ (۰/۰۳۸)	۰/۵۱۴ (۰/۰۴۸)
دوسر رانی	۹۰/۷۵ ± ۱۶/۷۹	۹۰/۰۲ ± ۱۷/۳۴	۸۷/۴۶ ± ۱۲/۴۶	۹۴/۲۵ ± ۱۹/۲۷	۸۴/۸۹ ± ۱۳/۷۵	۹۴/۴۶ ± ۲۱/۸۵	۰/۳۰۰ (۰/۰۴۰)	۰/۹۶۹ (۰/۰۰۲)	۰/۶۸۱ (۰/۰۲۸)
نیم وتری	۷۷/۴۷ ± ۱۶/۴۳	۹۴/۵۷ ± ۲۳/۵۲	۸۴/۶۲ ± ۲۲/۲۱	۷۶/۶۵ ± ۱۷/۹۵	۸۱/۰۵ ± ۲۱/۲۷	۸۹/۳۸ ± ۲۰/۱۵	۰/۳۰۱ (۰/۰۴۰)	۰/۶۴۲ (۰/۰۳۲)	۰/۱۸۴ (۰/۱۱۸)
سرینی میانی	۶۵/۸۲ ± ۱۸/۰۱	۷۶/۰۴ ± ۱۸/۲۲	۶۶/۰۲ ± ۹/۵۶	۶۷/۶۹ ± ۱۴/۳۴	۷۹/۱۸ ± ۲۶/۲۶	۶۸/۱۲ ± ۱۱/۹۴	۰/۹۵۶ (۰/۰۰۰)	۰/۳۵۸ (۰/۰۷۳)	۰/۲۳۶ (۰/۱۰۱)

* سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج مقادیر فرکانس عضلات طی فاز نوسان راه رفتن در جدول شمارهٔ ۳ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد اثر عامل سطح، گروه و اثر تعاملی سطح و گروه بر مقادیر فرکانس عضلات طی فاز نوسان راه رفتن معنادار نیست (p>۰/۰۵) (جدول شمارهٔ ۳)

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

جدول ۳- مقایسهٔ مقادیر فرکانس عضلات طی فاز نوسان راه رفتن در سطح زمین و سطح چمن در بین سه گروه سالم، پای پرونیت و سوپینیت

عضلات	گروه سالم		گروه پای پرونیت		گروه پای سوپینیت		اثر عامل: سطح (اندازهٔ اثر)	اثر عامل: گروه (اندازهٔ اثر)	اثر تعاملی: سطح × گروه (اندازهٔ اثر)
	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن			
ساقی قدامی	۲۴/۴۱ ± ۹۲/۲۸	۱۶/۸۸ ± ۹۵/۱۹	۱۳/۰۶ ± ۸۵/۶۱	۱۰/۳۵ ± ۸۲/۶۷	۲۳/۵۵ ± ۸۷/۶۴	۹/۵۶ ± ۸۷/۰۰	۰/۶۷۲ (۰/۰۰۷)	۰/۳۴۶ (۰/۰۷۶)	۰/۹۲۱ (۰/۰۰۶)
دوقلو	۱۹/۰۲ ± ۸۷/۴۰	۲۴/۸۰ ± ۱۰۴/۲۸	۲۰/۳۳ ± ۷۸/۴۶	۱۴/۹۶ ± ۸۸/۲۹	۲۰/۶۱ ± ۹۱/۲۵	۱۸/۶۴ ± ۸۹/۶۰	۰/۱۴۰ (۰/۰۷۹)	۰/۱۲۲ (۰/۱۴۴)	۰/۳۹۳ (۰/۰۶۷)
پهن داخلی	۱۴/۷۸ ± ۷۶/۷۹	۲۰/۷۶ ± ۷۹/۳۰	۱۳/۸۹ ± ۶۹/۳۲	۱۸/۷۳ ± ۷۱/۱۴	۱۶/۵۲ ± ۶۹/۰۸	۱۰/۱۷ ± ۶۶/۳۰	۰/۹۱۴ (۰/۰۰۰)	۰/۰۵۷ (۰/۱۹۱)	۰/۸۸۶ (۰/۰۰۹)
پهن خارجی	۲۳/۸۱ ± ۸۵/۶۸	۳۹/۴۷ ± ۸۹/۹۲	۱۵/۳۷ ± ۷۰/۵۹	۱۸/۴۱ ± ۸۵/۶۹	۱۹/۳۷ ± ۷۷/۱۵	۱۸/۲۷ ± ۷۶/۵۵	۰/۴۰۳ (۰/۰۲۶)	۰/۱۳۰ (۰/۱۴۰)	۰/۶۷۶ (۰/۰۲۹)
راست‌رانی	۲۱/۴۶ ± ۸۴/۵۷	۲۲/۲۱ ± ۸۴/۹۳	۱۹/۳۵ ± ۸۹/۴۷	۲۵/۰۹ ± ۱۰۵/۳۰	۲۹/۹۹ ± ۸۵/۳۹	۲۹/۰۵ ± ۸۳/۵۵	۰/۴۷۲ (۰/۰۱۹)	۰/۱۷۸ (۰/۱۲۰)	۰/۴۹۶ (۰/۰۵۱)
دوسر رانی	۲۳/۱۷ ± ۹۵/۷۶	۲۲/۶۵ ± ۱۰۰/۱۴	۲۷/۳۲ ± ۹۱/۲۷	۱۷/۶۱ ± ۹۹/۶۹	۲۶/۷۶ ± ۸۲/۸۰	۲۷/۳۰ ± ۸۶/۸۶	۰/۳۶۷ (۰/۰۳۰)	۰/۲۳۱ (۰/۱۰۳)	۰/۹۴۹ (۰/۰۰۴)
نیم‌وتری	۱۶/۹۲ ± ۷۶/۲۱	۳۸/۴۷ ± ۸۸/۵۵	۱۳/۰۰ ± ۷۳/۳۱	۳۲/۶۴ ± ۹۳/۹۷	۲۸/۱۳ ± ۸۸/۲۸	۱۲/۳۴ ± ۷۱/۰۸	۰/۴۶۱ (۰/۰۲۰)	۰/۸۶۷ (۰/۰۱۱)	۰/۰۸۸ (۰/۱۶۴)
سرینی میانی	۱۵/۲۶ ± ۶۸/۱۳	۱۴/۰۴ ± ۷۶/۷۸	۱۲/۲۱ ± ۶۶/۴۵	۲۰/۲۶ ± ۷۷/۸۳	۳۰/۸۵ ± ۹۰/۰۹	۲۰/۴۴ ± ۷۹/۸۷	۰/۵۵۹ (۰/۰۱۳)	۰/۰۵۳ (۰/۱۹۵)	۰/۲۴۰ (۰/۱۰۰)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس عضلات منتخب اندام تحتانی در سطح زمین، در مقایسه با چمن مصنوعی، در افراد مبتلا به ناهنجاری پا طی راه رفتن بود. نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضلهٔ راست‌رانی و عضلهٔ سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن در سطح چمن، در مقایسه با سطح زمین، افزایش یافته است. همچنین فرکانس عضلهٔ دوقلو و عضلهٔ پهن خارجی طی فاز میانهٔ اتکای راه رفتن در گروه سالم از گروه پرونیت و سوپینیت بیش‌تر است. نتایج مربوط به مقادیر فرکانس عضلات طی فاز نوسان راه رفتن تفاوت معناداری نشان نمی‌دهد.

مکانیک الگوهای حرکتی اندام تحتانی تحت تأثیر شرایط محیطی است؛ مطالعات خضری و همکاران نشان داد درجات مختلفی از سختی کفی می‌تواند مکانیک اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد (۴۱). همچنین، مطالعات اخیر نشان داده‌اند نیازهای حرکتی مختلف به تغییراتی در الگوهای الکترومایوگرافی در فرکانس‌ها و زمان‌های خاص در یک گام راه رفتن در انسان منجر می‌شود (۴۲)؛ بنابراین، برای به دست آوردن اطلاعاتی در مورد الگوهای به‌کارگیری عضله در فعالیتی معین، سیگنال‌های الکترومایوگرافی باید به‌طور هم‌زمان در زمان و فضای فرکانس مشخص شود. فرکانس الکترومایوگرافی در حین فعالیت خستگی

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

به‌اندازهٔ ۶۰ تا ۱۰۰ درصد VO2 max[1] کاهش می‌یابد (۴۳). معمولاً در فعالیت‌های شدید، اجزای فرکانس بالا و در هنگام فعالیت‌های کم‌شدت، اجزای فرکانس پایین به کار گرفته می‌شود [۴۲]. بنابراین می‌توان گفت افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات سرینی میانی و راست‌رانی درنتیجهٔ استفاده از چمن باعث افزایش تحمل خستگی این عضلات شده است که این با نتایج پژوهش فوق همسوست و نشان می‌دهد استفاده از چمن، در مقایسه با سطح زمین برای این عضله بهتر عمل کرده است.

در فاز پاسخ بارگیری، به علت افزایش نیروی عکس‌العمل زمین احتمال آسیب افزایش می‌یابد. سازوکاری که برای کاهش خطر آسیب به کار گرفته می‌شود انقباض برونگرای عضلات چهارسرران است؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت افزایش فرکانس عضلهٔ راست‌رانی در این پژوهش با هدف تلاش برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین از طریق جذب شوک رخ دادهباشد (۴۴،۴۵). در مرحلهٔ اتکای راه رفتن و دویدن، حین تماس پا با زمین تا تماس کامل کف پا مفاصل در حال جذب و کار انجام شده منفی‌اند (۴۶). کار منفی عضلات، بار اعمال‌شده به پا را کاهش می‌دهد. علاوه بر این انرژی جذب‌شده می‌تواند به حفظ انرژی در ادامه حرکت کمک کند (۴۷). ازآنجاکه یکی از تفاوت‌های اصلی میان بدن انسان و سطوح مختلف در قابلیت سازگاری و تنظیم عملکرد در شرایط مختلف است، مشاهدهٔ رفتار متفاوت انسان هنگام حرکت روی سطوح با سفتی مختلف امری طبیعی است (۴۸). بر همین اساس، برخی از مطالعات به این نکته اشاره کرده‌اند که وقتی انسان روی سطحی با سفتی زیاد حرکت می‌کند، میزان سفتی اندام خود را تغییر می‌دهد (۴۹).

تاندون بلند عضلهٔ ساقی خلفی همراه با قوس داخلی مسطح در پا به علت رابطهٔ طول-تنش باعث کاهش کارایی پلانتارفلکسورها می‌شود. همچنین، با افزایش چرخش داخلی ساق و ران که نتیجهٔ داشتن پای پرونیت است، به‌طور مستقیم بر پلانتارفلکسورها تأثیر می‌گذارد و نیروهای عضلانی را کاهش می‌دهد (۵۰). برای جبران این ناکارآمدی و کنترل بدن و جلوگیری از سقوط طی فازهای میانهٔ استقرار و هل دادن عضلهٔ دوقلو بیش‌ازحد فعالیت می‌کند (۵۰). مطالعات نشان داده‌اند که در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت عضلات دوقلو، سرینی‌میانی، راست‌کنندهٔ ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت زیادی طی راه رفتن دارند (۵۱). بنابراین، پیدا کردن شیوه‌های درمانی برای جلوگیری از عوارض ثانویه و تشدید بیماری در این افراد اهمیت زیادی دارد. نتایج فوق نشان دادند برخی از ناهنجاری پا فعالیت عضلاتی مانند عضلهٔ دوقلو را کاهش می‌دهد (۵۲) که با پژوهش فوق هم‌راستاست. در تبیین این یافته می‌توان چنین گفت که اینورشن بیش‌ازحد در مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای گود) باعث کاهش فعالیت عضلهٔ

1. Maximal Oxygen Consumption

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

دوقلو و اورشن بیش‌ازحد مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای صاف) باعث افزایش فعالیت عضلهٔ دو قلو می‌شود (۵۳). فعالیت عضلهٔ دوقلوی داخلی در افراد مبتلا به پای صاف در مرحلهٔ تحمل وزن کمتر از گروه نرمال و در مرحلهٔ پایانی سکون بیشتر از گروه نرمال است (۵۴). بنابراین کم بودن فعالیت عضلهٔ دوقلو در افراد مبتلا به پای پرونیت و سوپینیت، در مقایسه با افراد سالم می‌تواند به دلیل کم بودن سرعت این افراد نیز باشد. همچنین گزارش شده است که چرخش پاشنه و تغییر خط کشش تاندون عضلهٔ دوقلو و نعلی موجب کاهش نیروی اعمالی این عضلات می‌شود (۵۵). همچنین گزارش شده است که در افراد مبتلا به کف پای صاف و گود زاویهٔ پاشنه تغییر می‌کند که چرخش پاشنه، خط کشش تاندون عضلهٔ دوقلو و نعلی را تغییر داده و باعث کاهش نیروی اعمالی این عضلات می‌شود؛ درنتیجه ضعف این عضلات به کاهش قابل‌توجه قدرت پلانتارفلکشن پا در این افراد منجر می‌شود. (۵۵). بر این اساس، تفاوت فعالیت عضلات می‌تواند به این دلیل باشد که پای افراد سالم در مقایسه با افراد مبتلا به پرونیت و سوپینیت زاویهٔ بهتری دارد و می‌توانند در آخرین مرحلهٔ راه رفتن، یعنی هل دادن، عملکرد بهتری داشته باشند.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به استفاده از یک جنسیت (مرد) در پژوهش و نبود ثبت کینماتیک حرکت اشاره کرد. از سوی دیگر در این پژوهش تنها اثر آنی راه رفتن روی چمن بررسی شده است، درصورتی‌که تمرینات طولانی روی چمن ممکن است نتایج متفاوتی داشته باشند.

یافته‌های این پژوهش نشان داد طیف فرکانس عضلات سرینی میانی و راست‌رانی در سطح چمن از سطح زمین بیش‌تر شده است. با توجه به نتایج ، فرکانس عضلات دوقلو و پهن خارجی در گروه سالم از گروه مبتلا به ناهنجاری پا بیش‌تر بود. با توجه به عملکرد بهتر عضلات سرینی میانی و راست‌رانی روی چمن مصنوعی، استفاده از چمن مصنوعی برای افراد با ناهنجاری پا پیشنهاد می‌شود. همچنین با توجه به کاهش فعالیت عضلهٔ دوقلو و پهن خارجی در افراد مبتلا به پای پرونیت و سوپینیت، توان‌بخشی این عضله در افراد مبتلا به ناهنجاری پا ضروری است.

پیام مقاله

طیف فرکانس عضلات سرینی میانی و راست‌رانی در سطح چمن از سطح زمین بیش‌تر شده است؛ بنابراین می‌توان گفت تمرینات راه رفتن روی چمن مصنوعی در راستای تقویت این عضلات مؤثر 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.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

تعارض منافع

قابل‌ذکر است که نویسندگان این مقاله هیچ‌گونه ارتباط مادی یا معنوی با شرکت سازندۀ چمن مصنوعی مورداستفاده در پژوهش حاضر نداشته‌اند.

منابع

1. Cote, K.P., et al., *Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability.* Journal of athletic training, 2005. 40(1): p. 41.
2. Ghazaleh, L., Y. Hoseiny, and k. sharifmoradi, *Comparison of foot-ankle complex and knee joint kinematics in women with flexible and rigid flatfeet during walking.* Studies in Sport Medicine, 2020. 12(27): p. 187-200. (In persian)
3. Bahr, R. and T. Krosshaug, *Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport.* British journal of sports medicine, 2005. 39(6): p. 324-329.
4. Lovell, W.W., et al., *Lovell and Winter's pediatric orthopaedics*. Vol. 1. 2006: Lippincott Williams & Wilkins.
5. Tiberio, D., *Pathomechanics of structural foot deformities.* Physical therapy, 1988. 68(12): p. 1840-1849.
6. Van Boerum, D.H. and B.J. Sangeorzan, *Biomechanics and pathophysiology of flat foot.* Foot and ankle clinics, 2003. 8(3): p. 419-430.
7. Parker, N., et al., *Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing*, in *Research into Spinal Deformities 6*. 2008, IOS Press. p. 231-239.
8. Lee, M.S., et al., *Diagnosis and treatment of adult flatfoot.* The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2005. 44(2): p. 78-113.
9. Manoli, A. and B. Graham, *The subtle cavus foot,"the underpronator," a review.* Foot & ankle international, 2005. 26(3): p. 256-263.
10. Kirane, Y., J. Michelson, and N.A. Sharkey, *Evidence of isometric function of the flexor hallucis longus muscle in normal gait.* Journal of biomechanics, 2008. 41(9): p. 1928-9
11. McPoil, T.G. and G.C. Hunt, *Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1995. 21(6): p. 381-388.
12. Williams III, D.S., et al., *High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners.* Gait & posture, 2004. 19(3): p. 263-269.
13. Franco, A.H., *Pes cavus and pes planus: analyses and treatment.* Physical therapy, 1987. 67(5): p. 688-694.
14. Hong, Y., et al., *Comparison of plantar loads during treadmill and overground running.* Journal of Science and Medicine in Sport, 2012. 15(6): p. 554-560.
15. Khademi-Kalantari, K., et al., *Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking: A voluntary response evaluation.* Journal of bodywork and movement therapies, 2017. 21(3): p. 605-611. (In persian)
16. Duvall, J., *Enhancing the benefits of outdoor walking with cognitive engagement strategies.* Journal of environmental psychology, 2011. 31(1) :p. 27-35.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

17. Orchard, J., *Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football?* Sports medicine, 2002. 32(7): p. 419-432.
18. Hägglund, M. and M. Waldén, *Risk factors for acute knee injury in female youth football.* Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 2016. 24(3): p. 737-746.
19. Ford, K.R., et al., *Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf.* Journal of Science and Medicine in Sport, 2006. 9(6): p. 433-440.
20. Zarei, M. and N. Rahmani, *Comparison of Risk of Injury on Artificial Turf and Grass among Young Football Players.* Journal of Research in Rehabilitation Sciences, 2017. 12(6): p. 324-331. (In persian)
21. Nunome, H., et al., *A new valid shock absorbency test for artificial turf* .International Research in Science and Soccer, 2009: p. 69.
22. Dixon, S. and V. Stiles, *Impact absorption of tennis shoe-surface combinations.* Sports Engineering, 2003. 6(1): p. 1-9.
23. Tillman, M., et al., *In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: Changes in temporal and kinetic parameters.* Sports Engineering, 2002. 5(3): p. 121-128.
24. Pine, D., *Artificial vs natural turf: injury perceptions fan the debate.* The Physician and Sportsmedicine, 1991. 19(8): p. 125-128.
25. Meyers, M.C. and B.S. Barnhill, *Incidence, causes, and severity of high school football injuries on FieldTurf versus natural grass: a 5-year prospective study.* The American journal of sports medicine, 2004. 32(7): p. 1626-1638.
26. Ranson, C., et al., *Playing surface and UK professional rugby union injury risk.* Journal of sports sciences, 2018. 36(21): p. 2393-2398.
27. Hagel, B.E., G.H. Fick, and W.H. Meeuwisse, *Injury risk in men's Canada West University football.* American journal of epidemiology, 2003. 157(:(۹p. 825-833.
28. Williams, S., P.A. Hume, and S. Kara, *A review of football injuries on third and fourth generation artificial turfs compared with natural turf.* Sports medicine, 2011. 41(11): p. 903-923.
29. Fleming, P. and S. Forrester, *Artificial turf—Surface properties and player–surface interaction.* Journal of Science and Medicine in Sport, 2013. 16: p. e17-e18.
30. Poulos, C.C., et al., *The perceptions of professional soccer players on the risk of injury from competition and training on natural grass and 3rd generation artificial turf.* BMC sports science, medicine and rehabilitation, 2014. 6(1): p. 1-7.
31. Meyers, M.C., *Incidence, mechanisms, and severity of match-related collegiate women's soccer injuries on FieldTurf and natural grass surfaces: a 5-year prospective study.* The American journal of sports medicine, 2013. 41(10): p. 2409-2420.
32. Bianco, A., et al., *A prospective analysis of the injury incidence of young male professional football players on artificial turf.* Asian journal of sports medicine, 2016. 7(1).
33. Ekstrand, J., M. Hägglund, and C. Fuller, *Comparison of injuries sustained on artificial turf and grass by male and female elite football players.* Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2011. 21(6): p. 824-832.
34. Rabbi, M.F., et al., *Significance of Electromyography in the assessment of Diabetic neuropathy.* Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2019. 19(03): p. 1930001.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

35. Didia, B.C., E.T. Omu, and A.A. Obuoforibo, *The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population.* Foot & ankle, 1987. 7(5): p. 285-289.
36. Nejati, P., et al., *Effects of foot orthoses on knee pain and function of female athletes with patellofemoral pain syndrome.* Journal of Advances in Medical and Biomedical Research, 2009. 17(66): p. 49-60. (In persian)
37. Keenan, M., et al., *Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis.* The Journal Of Bone And Joint Surgery. American Volume, 1991. 73(2): p. 237-2.
38. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.* Journal of electromyography and Kinesiology, 2000. 10(5): p. 361-374.
39. Stegeman, D. and H. Hermens, *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM).* Enschede: Roessingh Research and Development, 2007. 10: p. 8-12.
40. Latour, E., et al., *Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11–12-year-old children.* Gait & posture, 2011. 34(3): p. 415-420.
41. khezri, d., F. Salari esker, and M. Eslami, *Quantifying foot inter-joint coordination and variability after wearing variable stiffness foot insoles during the stance phase of running.* Studies in Sport Medicine, 2020. 11(26): p. 91-108. (In persian)
42. Wakeling, J.M., et al., *Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise.* European journal of applied physiology, 2001. 86(1): p. 40-47.
43. Petrofsky, J.S., *Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer.* European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 1979. 41(1): p. 1-15.
44. Kwon, O.-Y., et al., *Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy.* Gait & posture, 2003. 18(1): p. 105-113.
45. Whittle, M.W., *Gait analysis: an introduction*. 2014: Butterworth-Heinemann.
46. Azizian, N., et al., *Effects of School Sports Spaces on Electromyography Activity of Lower Limb and Erector Spinae Muscles during Running in Students.* Journal of Advanced Sport Technology, 2020. 4(1): p. 52-60. (In persian)
47. Teixeira-Salmela, L.F., et al., *Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait.* Clinical biomechanics, 2008. 23(6): p. 769-778.
48. Farjad Pezeshk, S.A., et al., *Comparison of Leg Stiffness and Maximum Ground Reaction Force on Area-Elastic Surfaces with Different Stiffness with Focus on Surface Familiarity.* Studies in Sport Medicine, 2017. 8(20): p. 37-52. (In persian)
49. Lichtwark, G.A. and A. Wilson, *In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping.* Journal of experimental biology, 2005. 208(24): p. 4715-4725.
50. Honeine, J.-L., et al., *The functional role of the triceps surae muscle during human locomotion.* PloS one, 2013. 8(1): p. e52943.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

51. Farahpour, N., et al., *Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2018. 39: p. 35-41. (In persian)
52. Edsfeldt, S., et al., *In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises.* Journal of Hand Surgery (European Volume), 2015. 40(7): p. 705-710.
53. Wang, R. and E.M. Gutierrez-Farewik, *The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait.* Gait & posture, 2011. 34(1): p. 29-35.
54. Esmaeili, H., et al., *Long-term effects of foot orthoseson leg muscles activity in individuals with pesplanus during walking.* Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences, 2014. 19(1): p. 88-98. (In persian)
55. Neumann, D.A., *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation.* Mosby & Elsevier, 2010.

ارجاع‌دهی

مداحی کیوی آرزو، جعفرنژادگرو امیرعلی، ولی‌زاده‌اورنج آیدین. بررسی طیف فرکانس عضلات منتخب اندام تحتانی در سطح زمین، در مقایسه با چمن مصنوعی، در افراد مبتلا به ناهنجاری پا طی راه رفتن. مطالعات طب ورزشی. پاییز ۱۴۰۱؛ ۱۴(۳۳)، ۱۷-۳۶. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/SMJ.2022.12534.1592

Maddahikivi A, Jafarnezhadgero A. A, Valizadehorang A. Examining the Frequency Spectrum of Selected Lower Limb Muscles on the Ground Compared to Artificial Turf in Individuals with Foot Deformities during Walking. Sport Medicine Studies. Fall 2022; 14 (33): 17-36. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2022.12534.1592

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License