مطالعات طب ورزشی

پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: Interaction of lateral core stability muscles and kinetic variables in the Medio-lateral direction according to the level of physical activity

Authors: R. Ferasat[1], H. Sadeghi[2], H. Matinhomaee[3]

1 .Department of exercise Biomechanics, physical education faculty, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran.

2 .Department of sport Biomechanics and Injuries, physical education faculty, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

3 .Department of exercise physiology, physical education faculty, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran.

corresponding author: Heydar Sadeghi, Faculty member, Kharazmi University, Tehran, Iran

Corresponding: Heydar Sadeghi ' Department of sport Biomechanics and Injuries, physical education * faculty, Kharazmi University, Tehran, Iran.

h.sadeghi@khu.ac.ir

To appear in: Sport Medicine Studies

Receive Date: 04 January 2022

Revise Date: 16 April 2022

Accept Date: 09 May 2022

First Publish Date: 21 January 2023

نسخه پیش از انتشار

مطالعات طب ورزشی
پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Journal of Sport Medicine Studies provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

Please cite this article as:

Ferasat, R., Sadeghi, H., Matinhomaee, H. Interaction of lateral core stability muscles and kinetic variables in the Medio-lateral direction according to the level of physical activity. Studies in Sport Medicine, 2023; (): -. doi: 10.22089/smj.2022.12020.1558

مطالعات طب ورزشی
پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: مروری بر تاثیر انواع پروتکل تمرینی و استفاده از ابزارهای حمایتی بر مکانیک حرکات انتقالی در سالمندان دارای عارضه استئوآرتریت زانو

نویسندگان: رسول فراست[۱]، حیدر صادقی[۲]، حسن متین همایی[۳]

۱ .گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
۲ .گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)
۳. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

نویسنده مسئول: حیدر صادقی ، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول).
ایمیل:h.sadeghi@khu.ac.ir

نشریه: مطالعات طب ورزشی

تاریخ دریافت: ۱۴ دی ۱۴۰۰

تاریخ بازنگری: ۲۷ فروردین ۱۴۰۱

تاریخ پذیرش: ۱۹ اردیبهشت ۱۴۰۱

تاریخ اولین انتشار: ۰۱ بهمن ۱۴۰۱

نسخه پیش از انتشار

این نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرآیند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرآیند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه مطالعات طب ورزشی گزینه «پذیرفته شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آنها در سریع ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرآیند آماده سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وب‌سایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرایی و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تاثیر بگذارد و این امر از حیطه مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

لطفا این گونه استناد شود:

Ferasat, R., Sadeghi, H., Matinhomaee, H. Interaction of lateral core stability muscles and kinetic variables in the Medio-lateral direction according to the level of physical activity. Studies in Sport Medicine, 2023; (): -. doi: 10.22089/smj.2022.12020.1558

نسخه پیش از انتشار

Abstract

One of the issues that has been considered by sports researchers today is the claim of the effect of functional differences in the muscles of the core stability area on the results of kinematic and kinetic variables during the activities of athletes and non-athletes. The aim of this study was to investigate the interaction between lateral core stability area muscles function, ground reaction force and changes in center of mass to pressure in the Medio-lateral direction during gait according to the level of physical activity. Eighteen young men in two groups of 9 athletes and non-athletes participated in this study as subjects. Electrical activity of internal and external oblique muscles and information on the ground reaction force and changes in the center of mass to the presser were recorded during gait. The T-test was used to compare the results of the two groups at $p \leq 0.05$. The duration of electrical activity of the external oblique muscle of athletes and non-athletes showed a significant difference (0.005), while no significant difference was observed in the electromechanical delay of the muscles. There was a significant difference between the two groups in the changes in center of mass to pressure of the Medio-lateral direction (0.041). The results of the study confirmed the interactive effect of the lateral core stability muscles and the behavioral pattern of changes in the center of mass to pressure and the ground reaction force in the Medio-lateral direction according to the level of physical activity during gait.

Key Words: Activity Level, Gait, Core Stability, Muscle Function, Ground Reaction Force, Changes in Center of Mass to Pressure

نسخه پیش از انتشار

چکیده

یکی از مواردی که امروزه توجه پژوهشگران علوم ورزشی را به خود جلب کرده، این ادعاست که اختلاف عملکردی عضلات ناحیهٔ ثبات مرکزی در نتایج متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی حین فعالیت در ورزشکاران و غیرورزشکاران تأثیرگذار است. هدف از انجام این پژوهش بررسی تعامل بین عملکرد عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی، نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی حین راه رفتن با توجه به سطح فعالیت بدنی بود. ۱۸ مرد جوان در دو گروه ۹ نفری ورزشکار و غیرورزشکار در این پژوهش شرکت کردند. فعالیت الکتریکی عضلات مورب خارجی و مورب داخلی، اطلاعات مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین و تغییرات مرکز جرم به فشار حین راه رفتن ثبت شد. برای مقایسهٔ متغیرها، از آزمون تی مستقل در سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ استفاده شد. مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلهٔ مورب خارجی ورزشکاران و غیرورزشکاران تفاوت معناداری را نشان داد (۰/۰۰۵)، درحالی‌که در تأخیر الکترومکانیکال عضلات تفاوت معنادار مشاهده نشد. در تغییرات مرکز جرم به فشار راستای داخلی-خارجی تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده شد (۰/۰۴۱). نتایج پژوهش مؤید اثر تعاملی عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی و الگوی رفتاری تغییرات مرکز جرم به فشار و نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی با توجه به سطح فعالیت بدنی حین راه رفتن بود.

واژگان کلیدی: سطح فعالیت، راه رفتن، ناحیهٔ ثبات مرکزی، عملکرد عضلات، نیروی عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز جرم به فشار.

نسخه پیش از انتشار

مقدمه

شناسایی تأثیر ورزش در شکل‌گیری، ثبات‌دهی و کاهش تغییرپذیری الگوهای حرکتی در مهارت‌های بنیادی (راه رفتن) و پیچیده (مهارت‌های ورزشی)، ازجمله دغدغه‌های پژوهشگران علوم حرکتی است. یکی از مواردی که امروزه مورد توجه پژوهشگران علوم ورزشی قرار گرفته، ادعای تأثیر اختلاف عملکردی عضلات ناحیهٔ ثبات مرکزی در نتایج متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی حین فعالیت در ورزشکاران و غیرورزشکاران است. با این رویکرد، بر این فرض تأکید می‌شود که ناحیهٔ ثبات مرکزی در شکل‌گیری الگویی یکپارچه و هماهنگ اصلی‌ترین نقش را دارد. بر همین اساس، این ادعا مطرح شده است که وجود ناحیهٔ ثبات مرکزی مطلوب، باعث انتقال کامل نیروی تولیدشده در بدن به اندام‌های فوقانی و تحتانی می‌شود (۱،۲)؛ ازاین‌رو، ضعف یا کاهش هماهنگی عضلات مرکزی بدن می‌تواند به ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی، الگوهای حرکتی جبرانی یا انواع مختلفی از آسیب‌های ورزشی مانند استرین یا آسیب‌های پرکاری منجر شود (۳). عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات‌دهندهٔ مرکزی بدن در خم شدن جانبی تنه تأثیرگذارند (۴) و فعالیت دوطرفهٔ این عضلات نیز ممکن است در تعادل بدن نقش داشته باشند (۵)؛ زیرا این عضلات مسئول نگه‌داشتن ثبات ستون مهره‌ها و لگن‌اند و برای انتقال انرژی از تنه به اندام‌های فوقانی و تحتانی در حین فعالیت‌ها اهمیت زیادی دارند (۶).

پژوهش‌های پیشین بیان کرده‌اند که تغییرات مرکز جرم به فشار که به‌نوعی نشان‌دهندهٔ سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحلهٔ استقرار راه رفتن است، ارتباط نزدیکی با تعادل بدن در راه رفتن دارد (۷،۸). در مطالعات، از جابه‌جایی مرکز فشار به‌عنوان شاخص غیرمستقیم نوسان پاسچر و درنتیجه، توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است (۹). مرکز فشار به‌طور مداوم از قدام به خلف مرکز جرم جابه‌جا می‌شود (۱۰)؛ بنابراین محدودهٔ دینامیک تغییرات مکانی مرکز فشار باید کمی بزرگ‌تر از محدودهٔ دینامیک مرکز جرم باشد (۱۰). تغییرات مرکز فشار پاسخی عصبی-عضلانی به برهم‌خوردن تعادل مرکز جرم بدن است (۱۰). به نظر می‌رسد یکی از دلایل زمین خوردن افراد حین راه رفتن ضعف در تعادل و به‌خصوص ضعف در پاسخ عصبی-عضلانی به نبود تعادل در مرکز جرم بدن در صفحهٔ فرونتال باشد. این ضعف از نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی نشئت می‌گیرد که از عوامل تأثیرگذار حین راه رفتن محسوب می‌شود.

شناخت تعامل بین متغیرهای کینتیکی و عملکرد عضلات در افراد ورزشکار و غیرورزشکار ممکن است به درک صحیح الگوهای رفتاری در حین راه رفتن کمک کند. در این خصوص، سطح فعالیت از موضوعات چالش‌برانگیزی است که اخیراً در پژوهش‌ها مد نظر قرار گرفته است (۱۵-۱۱)، اما نتایج مطالعات مرتبط با پژوهش حاضر برای پژوهشگران مبهم است. با فرض اینکه عملکرد الکتریکی عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی متأثر از سطح فعالیت بدنی است و با تأکید بر این فرض که این تأثیرپذیری به ایجاد الگوهای متفاوت کینتیکی در صفحهٔ فرونتال منجر می‌شود؛ هدف از انجام این پژوهش بررسی تعامل بین عملکرد عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی، نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی حین راه رفتن با توجه به سطح فعالیت بدنی است.

روش پژوهش

برای این پژوهش نیمه‌تجربی کمترین حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور ۱۸ نفر در نظر گرفته شد که به‌صورت هدفمند در دو گروه ۹ نفری ورزشکار و غیرورزشکار قرار گرفتند. معیارهای ورود به پژوهش نداشتن سابقهٔ آسیب، جراحی یا بیماری خاص و همچنین برای گروه ورزشکار (داشتن دست‌کم سه سال سابقهٔ ورزش منظم به‌صورت سه جلسه در هفته و هر جلسه دست‌کم ۱/۵ ساعت) بود، درحالی‌که گروه غیرورزشکار نباید در طول سه سال گذشته تا زمان اجرای پژوهش هیچ‌گونه تمرینی می‌داشتند (۱۶). قبل از شروع کار از افراد خواسته شد تا در صورت تمایل و اعلام موافقت آگاهانه، رضایت‌نامهٔ کتبی و پرسش‌نامهٔ مربوط به اطلاعات پزشکی ورزشی و اطلاعات فردی را تکمیل کنند. این پرسش‌نامه شامل اطلاعات مربوط به سن،

قد، وزن، سابقهٔ ورزشی و تعداد جلسات ورزشی در هفته در پژوهش بود. در ادامه، روند پژوهش و نقش آزمودنی‌ها به‌طور شفاف توضیح داده شد. این پژوهش چه ازلحاظ برآورد نیروهای عکس‌العمل و چه ازلحاظ اندازه‌گیری میزان فعالیت الکتریکی عضلات خطر و آسیبی برای شرکت‌کننده‌ها نداشت. آزمودنی‌ها در هر مرحله از پژوهش می‌توانستند به هر علتی پژوهش را ترک کنند. اصل رازداری در حفظ داده‌های جمع‌آوری‌شده رعایت شد. این پژوهش در کمیتهٔ اخلاق پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی (IR-KHU.KRC.1000.143) تأیید شد.

جمع‌آوری اطلاعات

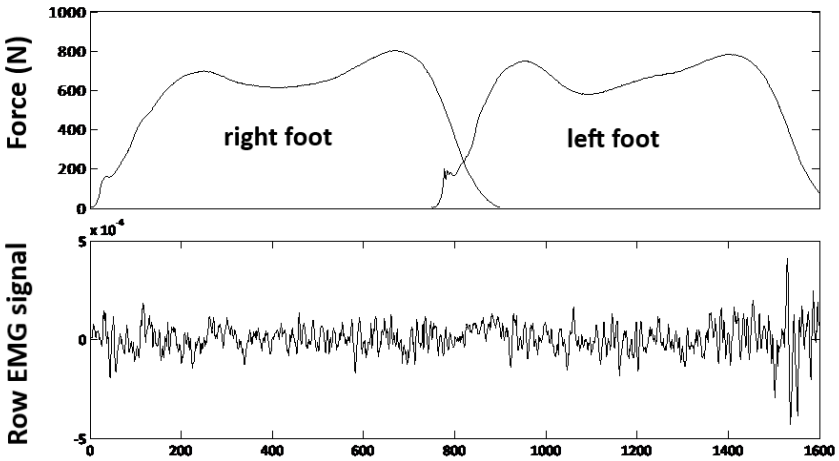
برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به عملکرد عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کانالهٔ بی‌سیم (wireless EMG) مدل MYON ساخت کشور سوئیس با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز استفاده شد. در این مطالعه عملکرد عضلات مورب داخلی و خارجی به‌عنوان عضلات جانبی ناحیه ثبات مرکزی ثبت شد (۱۷،۱۸). برای کاهش مقاومت پوست، ابتدا موهای زائد در ناحیهٔ نصب الکترود تراشیده و پوست با پنبه و الکل طبی تمیز شد. سپس، الکترودها بر اساس پروتکل بین‌المللی[1] نصب شدند (۲،۱۹)، الکترودها در حد فاصل مرکز عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی و همچنین موازی با تارهای عضلات قرار داده شدند و فاصلهٔ مرکز تا مرکز الکترودها دو سانتی‌متر در نظر گرفته شد (۲۰،۲۱). برای جلوگیری از ایجاد اختلال در حرکات آزمودنی‌ها، الکترودها و کابل‌های مربوط با استفاده از چسب نواری روی بدن فرد ثابت شدند (شکل شمارهٔ ۱).

شکل ۱- محل قرارگیری الکترود روی عضلات منتخب

برای تعیین یک سیکل راه رفتن و جمع‌آوری اطلاعات کینتیکی از دو دستگاه صفحهٔ نیرو مدل کیستلر ساخت کشور سوئیس به ترتیب با مشخصات و ابعاد 9260AA3,30*50 و 9260AA6,50*60 استفاده شد. پای راست آزمودنی‌ها روی صفحهٔ نیروی اول و پای چپ آن‌ها روی صفحهٔ نیروی دوم قرار می‌گرفت. در این پژوهش مدت‌زمان قرارگیری هر دو پا روی صفحهٔ نیرو، از زمان برخورد پاشنهٔ پای راست با صفحهٔ نیروی اول تا جدا شدن پنجهٔ پای چپ از روی صفحهٔ نیروی دوم یک سیکل راه رفتن در نظر گرفته شد (۱۶). ازآنجاکه مرحلهٔ استقرار پای چپ همراه با نوسان پای راست و لحظهٔ جدا شدن پنجهٔ پای چپ با برخورد دوبارهٔ پاشنهٔ پای راست همراه است، یک سیکل کامل اتفاق افتاده است (۱۶). به‌منظور نزدیک کردن عملکرد راه رفتن به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی راه رفتن در اثر تمرکز روی سرعت راه رفتن، از آزمودنی‌ها

1. Seniam

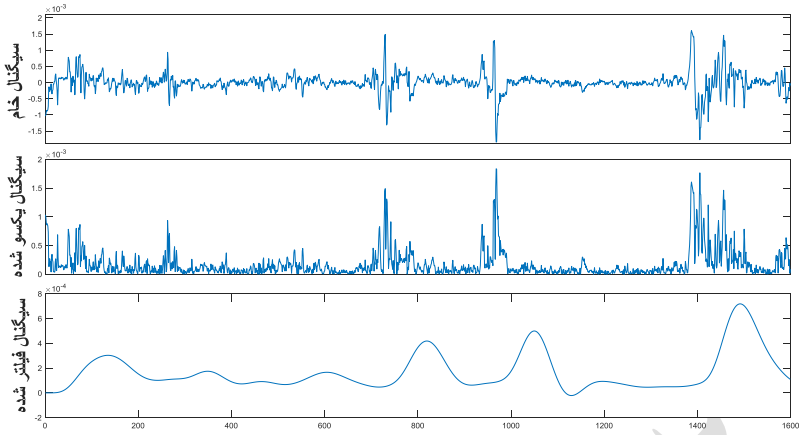
خواسته شد سرعت و نحوهٔ راه رفتن را مشابه با حالت عادی تنظیم کنند و با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند. البته برای مقایسهٔ اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه‌وتحلیل اطلاعات سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها در طول مسیر با سرعت‌سنج مدل Panorama V10c کنترل شد. میانگین سرعت راه رفتن در مطالعهٔ حاضر ۱/۳۱ متر بر ثانیه بود که با پژوهش‌های قبلی مطابقت داشت (۲۲). برای یکسان‌سازی شرایط تأثیرگذار در نحوهٔ راه رفتن، تمام آزمودنی‌ها با پای برهنه (بدون کفش) راه رفتند. در ادامه، در محیط نرم‌افزار متلب از روی نمودارهای رسم‌شده، بازهٔ سیگنال الکترومایوگرافی موردنظر در هر سیکل راه رفتن جداسازی شد (شکل شمارهٔ ۲).



شکل ۲- جداسازی سیگنال الکترومایوگرافی موردنظر با استفاده از رسم نمودار FZ پای چپ و راست

پردازش اطلاعات

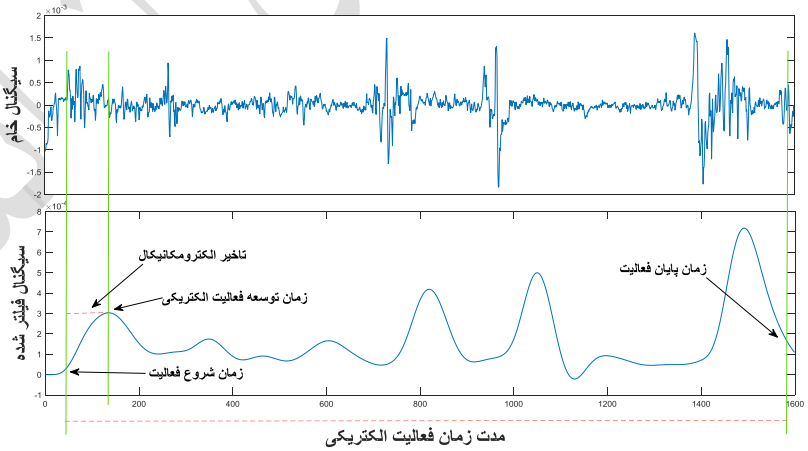
بررسی داده‌های ثبت‌شده با هدف اطمینان از صحت آن‌ها در مراحل و به شیوه‌های مختلف انجام شد. در ابتدایی‌ترین مرحله هم‌زمان با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی سیگنال‌های الکترومایوگرافی بررسی و صحت اولیهٔ آن‌ها تأیید می‌شد (۲۰). برای حذف نویز ابتدا سیگنال‌ها یک‌سوسازی و در ادامه از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. روشی که اغلب به کار می‌رود استفاده از یک فیلتر پایین‌گذر و یک فیلتر بالاگذر است. در الکترومایوگرافی سطح طیف فرکانسی ۵۰۰-۱۰ هرتز اهمیت بیشتری دارد پس ابتدا با یک فیلتر پایین‌گذر فرکانس‌های بالاتر از Hz500 حذف شد. اما از طرف دیگر یکی از مسائل مهم حرکات آرتیفکتی است که عموماً دارای فرکانس پایین است، بنابراین فیلتر بالاگذر با فرکانس ۱۰- ۲۰ هرتز مناسب بود (شکل شمارهٔ ۳)، (۲۳). اطلاعات مربوط به صفحهٔ نیرو نیز با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهار فیلتر شدند (۲۴).



شکل ۳- یک‌سوسازی و فیلتر سیگنال خام الکترومایوگرافی

داده‌های الکترومایوگرافی به ماکزیمم سیگنال ثبت‌شده از عضلات و داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین نیز به وزن افراد نرمال شدند. بـرای تجزیه‌وتحلیل با توجه به مشخصات طیفی سیگنال داده‌ها از نرم‌افزار متلب[۲] استفاده شد.

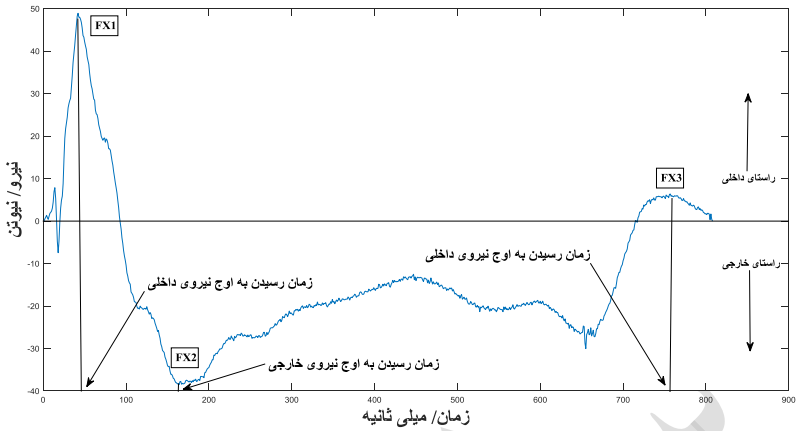
برای تشخیص مدت‌زمان فعالیت الکتریکی، وضعیت فعال بودن عضلات در بازۀ زمانی سیکل کامل راه رفتن مدنظر بود. معیارهای متفاوتی مطرح است که در این پژوهش از مقدار آستانه استفاده شد؛ به این ترتیب که اگر مقدار فعالیت از درصدی از کل میزان فعالیت الکتریکی آن عضله بیشتر بود، در آن مقاطع عضله فعال محسوب می‌شد. بعد از مطالعۀ اولیه و بررسی چندین مقدار آستانه، آستانۀ ۲۰ درصد برای بررسی تمام داده‌های پژوهش انتخاب شد. بر همین اساس زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی عضلات مشخص شد (شکل شمارۀ ۴). تفاضل بین زمان شروع فعالیت تا زمان توسعه فعالیت الکتریکی در عضلات به‌عنوان تأخیر الکترومکانیکال عضلات در نظر گرفته شد (۲۵)، (شکل شمارۀ ۴).



شکل ۴- زمان شروع، مدت‌زمان فعالیت الکتریکی و تأخیر الکترومکانیکال

اوج نیروی داخلی اول (برخورد پاشنه، FX1)، اوج نیروی خارجی (تماس کف پا، FX2) و اوج نیروی داخلی دوم (جدا شدن پنجه، FX3) برای مؤلفۀ داخلی خارجی (FX) و زمان رسیدن به اوج نیروها استخراج شد (شکل شمارۀ ۵).

1. Matlab



شکل ۵- نقاط اوج FX

با توجه به اینکه استفاده از مدل پاندول معکوس، که مربوط به خط سیر مرکز جرم و مرکز فشار است، در تجزیه‌وتحلیل دینامیکی تعادل مؤثر است، تغییرات مرکز جرم به فشار بدن در راستای داخلی- خارجی (X) با استفاده از فرمول پاندول معکوس وینتر محاسبه شد (۱۰).

$$COP\text{-}COM = -Kx$$

با توجه به اینکه در این پژوهش از دو صفحهٔ نیرو برای ثبت اطلاعات استفاده شد که هر کدام مختصات مرکز فشار جداگانه‌ای (پای راست و پای چپ) را ثبت کردند، برای محاسبهٔ برآیند تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی از فرمول شمارهٔ ۱ استفاده شد (۲۶).

فرمول ۱ $cop_x = \frac{x1fz1+x2fz2}{fz1+fz2}$

در این فرمول x1 و x2 به ترتیب تغییرات مرکز فشار در جهت داخلی- خارجی برای پای راست و چپ و Fz1 و Fz2 نیز به ترتیب نیروی عمودی صفحهٔ نیرو برای پای راست و چپ است.

روش‌های آماری

در بخش توصیفی از شاخص‌های میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف اطلاعات و از آزمون شاپیرو ویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. در بخش استنباطی برای مقایسهٔ متغیرهای مورد مطالعه در این پژوهش بین دو گروه از آزمون تی‌مستقل در سطح معناداری $P \leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها

اطلاعات عمومی آزمودنی‌ها

ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌ها شامل سن، جرم، طول قد و شاخص تودهٔ بدن در دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار در جدول شمارهٔ ۱ آمده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، بین ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها تفاوت‌معناداری وجود ندارد.

جدول ۱- ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

متغیر	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	ارزش t	سطح معناداری
سن (سال)	ورزشکار	۲۵/۴۴	۳/۸۴	۰/۳۵۶	۰/۱۲۷
	غیرورزشکار	۲۴/۸۸	۲/۶۶		
جرم (کیلوگرم)	ورزشکار	۸۰/۶۶	۲۱/۸۶	-۰/۳۹۸	۰/۳۹۸
	غیرورزشکار	۸۴/۲۲	۱۵/۵۳		
قد (سانتی‌متر)	ورزشکار	۱۸۰/۱۱	۹/۳۶	-۱/۴۳۷	۰/۱۸۸
	غیرورزشکار	۱۸۵/۴۴	۶/۰۲		
BMI (Kg/m^2)	ورزشکار	۲۴/۷۳	۵/۴۹	۰/۱۷۲	۰/۵۲۰
	غیرورزشکار	۲۴/۳۳	۴/۱۵		

عملکرد عضلات

میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به مدت‌زمان فعالیت الکتریکی و تأخیر الکترومکانیکال در جدول شمارهٔ ۲ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلهٔ مورب خارجی در گروه غیرورزشکار بیشتر است و تفاوت معناداری را با گروه ورزشکار نشان می‌دهد، درحالی‌که در متغیر تأخیر الکترومکانیکال عضلات، تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. این تأخیر در گروه غیرورزشکار، در عضلهٔ مورب خارجی و در گروه ورزشکار، در عضلهٔ مورب داخلی بیشتر بود (جدول شمارهٔ ۲).

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل برای عملکرد عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی

متغیر	عضلات	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	ارزش t	سطح معناداری
مدت‌زمان فعالیت (میلی‌ثانیه)	مورب خارجی	ورزشکار	۴۱۴/۲۷	۷۶/۸۲	-۳/۲۲۶	*۰/۰۰۵
		غیرورزشکار	۵۱۰/۳۶	۴۵/۶۲		
	مورب داخلی	ورزشکار	۵۲۹/۳۳	۸۷/۸۰	-۱/۸۱۷	۰/۰۸۸
		غیرورزشکار	۶۳۲/۰۵	۱۴۵/۱۵		
تأخیر الکترومکانیکال (میلی‌ثانیه)	مورب خارجی	ورزشکار	۷۹/۰۵	۲۵/۰۶	-۰/۵۲۹	۰/۶۰۴
		غیرورزشکار	۸۴/۵۶	۱۸/۷۳		
	مورب داخلی	ورزشکار	۷۵/۸۱	۱۲/۱۶	۰/۲۲۴	۰/۸۲۵
		غیرورزشکار	۷۴/۴۴	۱۳/۶۸		

* اختلاف معنادار

نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی

میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در جدول شمارهٔ ۳ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، بین نیروی عکس‌العمل در راستای داخلی-خارجی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود ندارد، اما تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار در این راستا تفاوت معناداری بین دو گروه داشتند. ورزشکاران در اوج نیروی داخلی اول (برخورد پاشنه، FX1)، اوج نیروی خارجی (تماس کف پا، FX2) و اوج نیروی داخلی دوم (جدا شدن

پنجه، FX3) نیروی عکس‌العمل بیشتری نشان دادند. در گروه غیرورزشکار تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار بیشتری در راستای داخلی-خارجی بیشتر بود (جدول شمارهٔ ۳).

جدول ۳- میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل برای نیروی عکس‌العمل (نیوتن) و تغییرات مرکز جرم به فشار (میلی‌متر) در راستای داخلی-خارجی

متغیر	نقاط پیک	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	ارزش t	سطح معناداری
FX	Fx1	ورزشکار	۴/۱۵	۱/۸۶	۰/۳۳۲	۰/۷۴۴
		غیرورزشکار	۳/۹۰	۱/۳۰		
	Fx2	ورزشکار	۳/۰۵	۱/۶۲	۱/۷۱۲	۰/۱۰۶
		غیرورزشکار	۱/۹۴	۱/۰۵		
	Fx3	ورزشکار	۱/۳۸	۰/۶۱۶	۱/۷۲۹	۰/۱۰۳
		غیرورزشکار	۰/۸۹	۰/۵۸		
	COPx-COMx	ورزشکار	۱۰/۶۸	۵/۱۶	-۲/۲۲۶	*۰/۰۴۱
		غیرورزشکار	۱۶/۷۵	۶/۳۳		

* اختلاف معنادار

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این پژوهش بررسی تعامل بین عملکرد عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی، نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی حین راه رفتن با توجه به سطح فعالیت بدنی بود. پژوهش‌های پیشین بیان کردند که تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار که به‌نوعی نشان‌دهندهٔ سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحله استقرار راه رفتن است، ارتباط نزدیکی با تعادل بدن در راه رفتن دارد (۷،۸). در مطالعات، از جابه‌جایی مرکز فشار به‌عنوان شاخص غیرمستقیم نوسان پاسچر و درنتیجه، توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است (۹). نتایج پژوهش نشان داد در تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار در راستای داخلی-خارجی تفاوتی معنادار وجود دارد و همچنین میانگین تغییرات در گروه غیرورزشکار بیشتر است. بر همین اساس، نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش برزوکا[3] و همکاران (۱۱) در سال ۲۰۲۰، بداچی[4] و همکاران (۱۲) در سال ۲۰۱۷، تامپسون[5] و همکاران (۲۷) در سال ۲۰۱۶ و نیانگ[6] و مک فادین[7] (۲۸) در سال ۲۰۰۵ مبنی بر تفاوت تغییرات مرکز جرم به فشار بین ورزشکاران و غیرورزشکاران و تأثیر سطح فعالیت بر راه رفتن هم‌سو بود.

مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلهٔ مورب خارجی معنادار بود و میانگین آن در گروه غیرورزشکار در هر دو عضلهٔ مورب داخلی و خارجی بیشتر بود. به نظر می‌رسد تغییرات بیشتر مرکز جرم و ثبات کمتر در غیرورزشکاران دلیل اصلی بیشتر بودن مدت‌زمان فعالیت الکتریکی در آن‌ها باشد و برای ایجاد ثبات ملزم به فعالیت بیشترند. یکی دیگر از دلایل ثبات کمتر در غیرورزشکاران را می‌توان به تأخیر الکترومکانیکال کمتر در عضلهٔ مورب داخلی نسبت داد که در مقایسه با عضلهٔ مورب

1. Borzucka
2. Badache
3. Thompson
4. Niang
5. McFadyen

خارجی نقش ثبات‌دهندگی بیشتری دارد (۲۹) و به‌منظور ایجاد ثبات، تأخیر کمتری در توسعهٔ نیروی این عضله مشاهده می‌شود.

همچنین با توجه به نتایج، میانگین مؤلفهٔ داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در غیرورزشکاران کمتر بود. بر این اساس به نظر می‌رسد بین عضلات جانبی و مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین با تغییرات مرکز جرم به فشار در این راستا وجود داشته باشد. عضلات ناحیهٔ مرکزی بدن با تأمین پایداری نقشی مهم در ایجاد سطح اتکای باثبات برای حرکات اندام‌ها (۳۰) ایجاد می‌کنند. کاهش مجموع نیروهای عضلانی در عضلات مرکزی تنه باعث کاهش کلی تولید نیرو در اندام‌های فوقانی و تحتانی می‌شود (۶) و این می‌تواند باعث تولید نیروهای عکس‌العمل متفاوت در راستای داخلی-خارجی شود که با تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار در این راستا نتایج معکوس دارد. تغییرات مرکز فشار پاسخی عصبی-عضلانی به نبود تعادل در مرکز جرم بدن است (۱۰) که با تعادل افراد رابطهٔ مستقیم دارد. تعادل در صفحهٔ فرونتال بیشتر به‌وسیلهٔ گشتاور ابداکتوری-اداکتوری لگن کنترل می‌شود (۱۰). به نظر می‌رسد عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی در ایجاد این گشتاورها نقش اساسی ایفا می‌کنند. آماده بودن یا نبودن این عضلات می‌تواند الگوهای عضلانی متفاوتی ایجاد کند و به تأثیرپذیری عملکردی افراد ورزشکار و غیرورزشکار در راستای داخلی-خارجی نسبت به این الگوها منجر شود. در پژوهش‌های پیشین مشخص شده است که افراد ورزشکار ثبات نسبی بیشتری دارند (۱۱،۱۲،۲۷،۲۸) که این امر می‌تواند نشان‌دهندهٔ تأثیر قابل‌توجه فعالیت بدنی بر الگوهای عصبی عضلانی و درنتیجهٔ آن بهبود فاکتورهای مرتبط با کنترل پاسچر باشد.

آنچه تاکنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم

فعالیت عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات‌دهندهٔ مرکزی بدن ممکن است در تعادل بدن نقش داشته باشند (۵) و تغییرات مرکز جرم به فشار که به‌نوعی نشان‌دهندهٔ سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحلهٔ استقرار راه رفتن است، ارتباط نزدیکی با تعادل بدن در راه رفتن دارد (۷،۸).

مقالهٔ حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطه و موضوع مورد مطالعه اضافه کرده است

مقالهٔ حاضر نشان داد کاهش نیروهای عکس‌العمل در راستای داخلی-خارجی با توجه به فعل‌وانفعالات عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی برابر است با افزایش تغییرات مرکز جرم به فشار که می‌توان این پدیده را به‌عنوان کاهش تعادل در افراد بیان کرد.

پیام مقاله

نتایج پژوهش اثر تعاملی سطح فعالیت بدنی را بر عملکرد عصبی-عضلانیِ عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی، الگوی رفتاری تغییرات مرکز جرم نسبت به فشار و نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی حین راه رفتن در افراد ورزشکار و غیرورزشکار تأیید می‌کند. به نظر می‌رسد حفظ تعادل مرکز جرم بدن در صفحهٔ فرونتال با توجه به بررسی متغیرهای کینتیکی یکی از مسئولیت‌های مهم عضلات جانبی ناحیهٔ ثبات مرکزی باشد.

منابع

1. Cissik JM. Programming abdominal training, Part I. J Strength Cond Res. 2002 Feb 1;24(1):9-15.
2. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. J Clin Neurophysiol. 1987 Nov 1;67(5):402-11.
3. Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2005 Aug 1;16(3):669-89.

4. Gray H, Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. Churchill Livingstone; 2008.
5. Hu H, Meijer OG, Hodges PW, Bruijn SM, Strijers RL, Nanayakkara PW, van Royen BJ, Wu WH, Xia C, van Dieën JH. Control of the lateral abdominal muscles during walking. Hum Mov Sci. 2012 Aug 1;31(4):880-96.
6. Tse MA, McManus AM, Masters RS. Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. J Strength Cond Res. 2005 Aug 1;19(3):547-52.
7. Yoon SH, Kim TS, Lee JH, Ryu JS, Kwon YH. Evaluation of the elderly gait stability using the center of mass and center of pressure inclination angles. KJSB. 2007;17(4):99-106.
8. Lee HJ, Chou LS. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Apr 1;87(4):569-75.
9. Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. Braz J Phys Ther. 2010 Dec;14(6):464-9.
10. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons; 2009 Oct 12.
11. Borzucka D, Kręcisz K, Rektor Z, Kuczyński M. Differences in static postural control between top level male volleyball players and non-athletes. Sci Rep. 2020 Nov 9;10(1):1-7.
12. Badache M, Behera L, Zhang N, Thompson LA. Investigating female athletes' balance using center-of-pressure (COP) derived displacement and velocity parameters. InASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition 2017 Nov 3 (Vol. 58363, p. V003T04A065). J Biomech Eng.
13. Pau M, Leban B, Collu G, Migliaccio GM. Effect of light and vigorous physical activity on balance and gait of older adults. Arch Gerontol Geriatr. 2014 Nov 1;59(3):568-73.
14. Cabell L, Pienkowski D, Shapiro R, Janura M. Effect of age and activity level on lower extremity gait dynamics: an introductory study. J Strength Cond Res. 2013 Jun 1;27(6):1503-10.
15. Ronsky JL, Nigg BM, Fisher V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. Clin Biomech. 1995 Jan 1;10(1):41-9.
16. Ferasat R, Sadeghi H, Matinhomaee H. The Effect of the Level of Physical Activity on Electromyography of Core Stability Muscles, Ground Reaction Force, and Changes in Center of Mass to Pressure during Gait. JCPR, 2021, June 21; *6*(3), e43. (In Persion)
17. White SG, McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. Clin Biomech. 2002 Mar 1;17(3):177-84.
18. Kaneda K, Wakabayashi H, Sato D, Uekusa T, Nomura T. Lower extremity muscle activity during deep-water running on self-determined pace. J Electromyogr Kinesiol. 2008 Dec 1;18(6):965-72.
19. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. Sports Med Health Sci. 2007 Dec;37(12):754-62.
20. Ferasat R, Sadeghi H. Comparison of the Performance of the Selected Local and Global Core Stability Area Muscles and Changes in the Center of Pressure During Gait with Focus on Body Types. medrehab. 2021 Mar 21; 10 (1):102-112. (In Persian)

21. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. J Electromyogr Kinesiol. 2007 Apr 1;17(2):245-52.
22. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. Hum Mov Sci. 1997 Apr 1;16(2-3):243-58.
23. Criswell, E., Cram's introduction to surface electromyography. JB Learning; 2010 Oct 22: 49-51.
24. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 1991.
25. Yavuz ŞU, Şendemir-Ürkmez A, Türker KS. Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay. Clin Neurophysiol. 2010 Oct 1;121(10):1700-6.
26. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments. Phys Ther. 2000 Dec 1;80(12):1188-96.
27. Thompson LA, Badache M. Investigating Center-of-Pressure Based Parameters to Quantify Athlete and Non-Athlete Balance. InASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition 2016 Nov 11 (Vol. 50534, p. V003T04A068). J Biomech Eng.
28. Niang AE, McFadyen BJ. Effects of physical activity level on unobstructed and obstructed walking in young male adults. Gait posture. 2005 Aug 1;22(1):75-81.
29. Faries MD, Greenwood M. Core training: stabilizing the confusion. J Strength Cond Res. 2007 Apr 1;29(2):10.
30. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. JAAOS- J Am Acad Orthop Surg. 2005 Sep 1;13(5):316-25.