



Original Article

**Interaction of Lateral Core Stability Muscles and Kinetic Variables in the Medio-Lateral Direction According to the Level of Physical Activity**

**Rasool Ferasat<sup>1</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup> , Hasan Matinhomae<sup>4</sup>**

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.

4. Department of Exercise Physiology, Physical Education Faculty, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran.

**Received: 04/01/2022, Revised: 16/04/2022, Accepted: 09/05/2022**

\* Corresponding Author: Heydar Sadeghi, Tel: 09122453175, E-mail: h.sadeghi@khu.ac.ir

**How to Cite:** Ferasat, R; Sadeghi, H; & Matinhomae, H. (2024). Interaction of Lateral Core Stability Muscles and Kinetic Variables in the Medio-Lateral Direction According to the Level of Physical Activity. *Sport Medicine Studies*, 16(39), 33-46. In Persian.

**Extended Abstract**

**Background and Purpose**

Identifying the effect of exercise on the formation, stabilization and reduction of variability of movement patterns in basic (walking) and complex skills (sports skills) is one of the concerns of movement science researchers. Accordingly, understanding the interaction between kinetic variables and muscle function in athletes and non-athletes may help to better understand behavioral patterns while walking. In this regard, the activity level is one of the challenging issues that has recently been considered in research (1-3). Assuming that the electrical function of the lateral core stability area muscles is affected by the level of physical activity, and emphasizing the assumption that this influence leads to the creation of different kinetic patterns in the frontal plane, 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.

**Material and Methods**

For this quasi-experimental study, the minimum sample size using G-power software was 18 people who were purposefully divided into two groups of 9 athletes and non-athletes. Inclusion criteria were no injury, history of surgery or specific disease and also for the athlete group (having at least 3 years of regular exercise history, 3 sessions per week, each session at least 1.5 hours) while the non-athlete group should not have had any training during the last three years (4).



**Copyright:** © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

In this study, the function of internal and external oblique muscles as lateral muscles of the core stability area was recorded using electromyography (5,6). Two force plate devices were used to determine a gait cycle and collect kinetic information. In this study, the duration of placing both feet on the force plate, since the heel of the right foot collides with the first force plate until the left toe separates from the second force plate was considered as a gait cycle (4).

In order to data normalization, the electromyography data to the maximum recorded signal from the muscles and the ground reaction force data were also normalized to the weight of the subjects.

To determine the duration of electrical activity, the state of muscle activity during the entire gait cycle was considered. There are different criteria that the threshold value was used in this study. Thus, if the amount of activity was more than a percentage of the total electrical activity of that muscle, it would be considered active muscle at those times. After the initial study and review of several threshold values, a threshold of 20% was selected to assess all research data. Accordingly, the onset and offset time of electrical activity of muscles was determined. The difference between the onset time and the time of expansion of electrical activity in the muscles was considered as electromechanical delay of the muscles (7), (Figure 1).

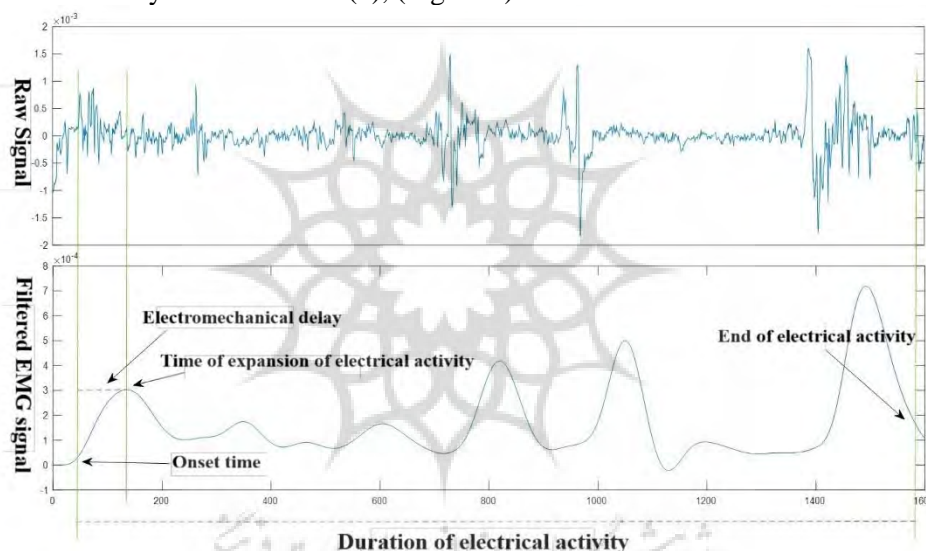


Figure 1- Onset time, Duration of electrical activity and Electromechanical delay

The peak of the first medial force at the moment of Heel contact (FX1), the peak of the lateral force at the moment of Mid-stance (FX2) and the peak of the second medial force at the moment of Toe off (FX3) were extracted for the Medio-lateral ground reaction force component (FX) and the time to reach the peak forces. Given that the use of the inverse pendulum model, which is related to the trajectory of the center of mass and the center of pressure, is effective in dynamic analysis of equilibrium, changes in the center of mass to pressure in the Medio-lateral direction (X) using the inverse pendulum formula of Winter was calculated (8).

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

Mean and standard deviation were used to describe data, Shapiro Wilk Test was used to verify the normality of the data, and independent t-test was used to compare the variables of the two groups at a significance level of  $p \leq 0.05$ .

## Findings

There was no significant difference between the demographic characteristics of the subjects including age, mass, height and body mass index in the two groups of athletes and non-athletes.

The duration of electrical activity in external oblique muscle was higher in the non-athlete group and showed a significant difference compared to the athlete group. However, no significant difference was observed between the two groups in the electromechanical delay variable of muscles. This delay was greater in the external oblique muscle in the non-athlete group and in the internal oblique muscle in the athlete group (Table 1).

There was no significant difference between the ground reaction force in the medio-lateral direction of the two groups, but the changes in the center of mass to pressure in this direction were significantly different between the two groups. Athletes showed higher ground reaction force at the peak of the first medial force (Heel contact, FX1), the peak of the lateral force (Mid-stance, FX2) and the peak of the second medial force (Toe off, FX3). Besides, changes in the center of mass to pressure in the Medio-lateral direction were greater for the non-athlete group.

**Table 1- Results of t-test for Duration and EMD of External and Oblique muscles**

Variable	Muscles	group	mean	S.D	t	P-value
Duration	EO	Athlete	414.27	76.82	-3.226	0.005*
		Non-athlete	510.36	45.62		
	IO	Athlete	529.33	87.80	-1.817	0.088
		Non-athlete	632.05	145.15		
EMD	EO	Athlete	79.05	25.06	-0.529	0.604
		Non-athlete	84.56	18.73		
	IO	Athlete	75.81	12.16	0.224	0.825
		Non-athlete	74.44	13.68		

\*Significant difference  $p \leq 0/05$

\*Duration (duration of electrical activity), \*EMD (electromechanical delay)

\*EO (external oblique muscle), \*IO (internal oblique muscle)

## Conclusion

The results of the study confirmed the interactive effect of physical activity level on neuromuscular function of lateral core stability muscles and the behavioral pattern of kinetic variables. The balance in the frontal plane is mostly controlled by the pelvic abductor-adductor torque (8), which seems that the lateral core stability area muscles play a key role in creating these torques. The readiness and unpreparedness of these muscles can lead to the creation of different muscle patterns and functional affectivity of athletes and non-athletes in the medio-lateral direction towards these patterns. Athletes have higher relative stability (1,2), which may indicate a significant effect of physical activity on neuromuscular patterns and, consequently, the improvement of factors related to postural control. Maintaining the balance of the center of mass of the body in the frontal plane seems to be one of the important responsibilities of the lateral core stability muscles due to the study of kinetic variables.

**Key Words:** Activity Level, Gait, Core Stability



## تعامل عضلات جانبی ثبات مرکزی و متغیرهای کینتیکی در راستای داخلی-خارجی با توجه به سطح فعالیت بدنی

رسول فراست<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup> ID، حسن متین همایی<sup>۳</sup>

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
۲. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱۰/۱۴، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۱/۰۱/۲۷، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۲/۱۹

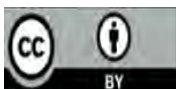
\* Corresponding Author: Heydar Sadeghi, Tel: 09122453175, E-mail: h.sadeghi@khu.ac.ir

**How to Cite:** Ferasat, R; Sadeghi, H; & Matinhomae, H. (2024). Interaction of Lateral Core Stability Muscles and Kinetic Variables in the Medio-Lateral Direction According to the Level of Physical Activity. Sport Medicine Studies, 16(39), 33-46. In Persian.

### چکیده

یکی از مواردی که امروزه توجه پژوهشگران علوم ورزشی را به خود جلب کرده، این ادعاست که اختلاف عملکردی عضلات ناحیه 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 ناحیه ثبات مرکزی، نیروی عکس العمل 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 عکس العمل زمین و تغییرات مرکز جرم به فشار حین راه رفتن ثبت شد. برای مقایسه متغیرها، از آزمون تی مستقل در سطح معناداری  $p \leq 0.05$  استفاده شد. مدت زمان فعالیت الکتریکی عضله مورب خارجی ورزشکاران و غیرورزشکاران تفاوت معناداری را نشان داد (۰/۰۰۵)، در حالی که 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 ناحیه ثبات مرکزی و الگوی رفتاری تغییرات مرکز جرم به فشار و نیروی عکس العمل زمین در راستای داخلی-خارجی با توجه به سطح فعالیت بدنی حین راه رفتن بود.

**واژگان کلیدی:** سطح فعالیت، راه رفتن، ناحیه ثبات مرکزی، عملکرد عضلات، نیروی عکس العمل زمین، تغییرات مرکز جرم به فشار.



**مقدمه**

شناسایی تأثیر ورزش در شکل‌گیری، ثبات‌دهی و کاهش تغییرپذیری الگوهای حرکتی در مهارت‌های بنیادی (راه رفتن) و پیچیده (مهارت‌های ورزشی)، از جمله دغدغه‌های پژوهشگران علوم حرکتی است. یکی از مواردی که امروزه مورد توجه پژوهشگران علوم ورزشی قرار گرفته، ادعای تأثیر اختلاف عملکردی عضلات ناحیه ثبات مرکزی در نتایج متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی حین فعالیت در ورزشکاران و غیرورزشکاران است. با این رویکرد، بر این فرض تأکید می‌شود که ناحیه ثبات مرکزی در شکل‌گیری الگویی یکپارچه و هماهنگ اصلی‌ترین نقش را دارد. بر همین اساس، این ادعا مطرح شده است که وجود ناحیه ثبات مرکزی مطلوب، باعث انتقال کامل نیروی تولیدشده در بدن به اندام‌های فوقانی و تحتانی می‌شود (۱،۲)؛ از این رو، 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 ناحیه ثبات‌دهنده مرکزی بدن در خم شدن جانبی تنه تأثیرگذارند (۴) و فعالیت دوطرفه 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 نشان‌دهنده 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 در نتیجه، 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 محدوده دینامیک تغییرات مکانی مرکز فشار باید کمی بزرگ‌تر از محدوده 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 صفحه 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 (۱۱-۱۵)، اما نتایج مطالعات مرتبط با پژوهش حاضر برای پژوهشگران مبهم است. با فرض اینکه عملکرد الکتریکی عضلات جانبی ناحیه ثبات مرکزی متأثر از سطح فعالیت بدنی است و با تأکید بر این فرض که این تأثیرپذیری به ایجاد الگوهای متفاوت کینتیکی در صفحه فرونتال منجر می‌شود؛ هدف از انجام این پژوهش بررسی تعامل بین عملکرد عضلات جانبی ناحیه ثبات مرکزی، نیروی عکس‌العمل و تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای داخلی-خارجی حین راه رفتن با توجه به سطح فعالیت بدنی است.

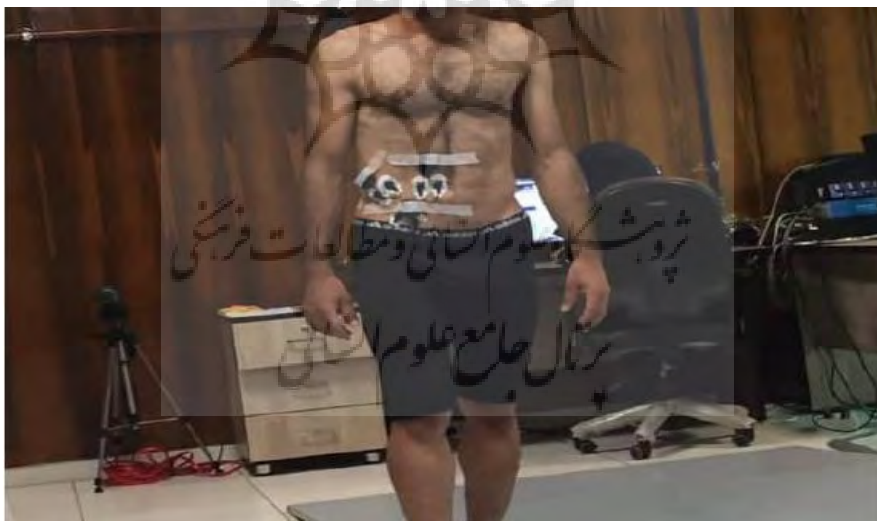
**روش پژوهش**

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 سابقه آسیب، جراحی یا بیماری خاص و همچنین برای گروه ورزشکار (داشتن دست‌کم سه سال سابقه ورزش منظم به‌صورت سه جلسه در هفته و

هر جلسه دست کم ۱/۵ ساعت) بود، درحالی که گروه غیرورزشکار نباید در طول سه سال گذشته تا زمان اجرای پژوهش هیچ گونه تمرینی می داشتند (۱۶). قبل از شروع کار از افراد خواسته شد تا در صورت تمایل و اعلام موافقت آگاهانه، رضایت نامه کتبی و پرسش نامه مربوط به اطلاعات پزشکی و ورزشی و اطلاعات فردی را تکمیل کنند. این پرسش نامه شامل اطلاعات مربوط به سن، قد، وزن، سابقه ورزشی و تعداد جلسات ورزشی در هفته در پژوهش بود. در ادامه، روند پژوهش و نقش آزمودنی ها به طور شفاف توضیح داده شد. این پژوهش چه از لحاظ برآورد نیروهای عکس العمل و چه از لحاظ اندازه گیری میزان فعالیت الکتریکی عضلات خطر و آسیبی برای شرکت کنندگان نداشت. آزمودنی ها در هر مرحله از پژوهش می توانستند به هر علتی پژوهش را ترک کنند. اصل رازداری در حفظ داده های جمع آوری شده رعایت شد. این پژوهش در کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی (IR-KHU.KRC.1000.143) تأیید شد.

### جمع آوری اطلاعات

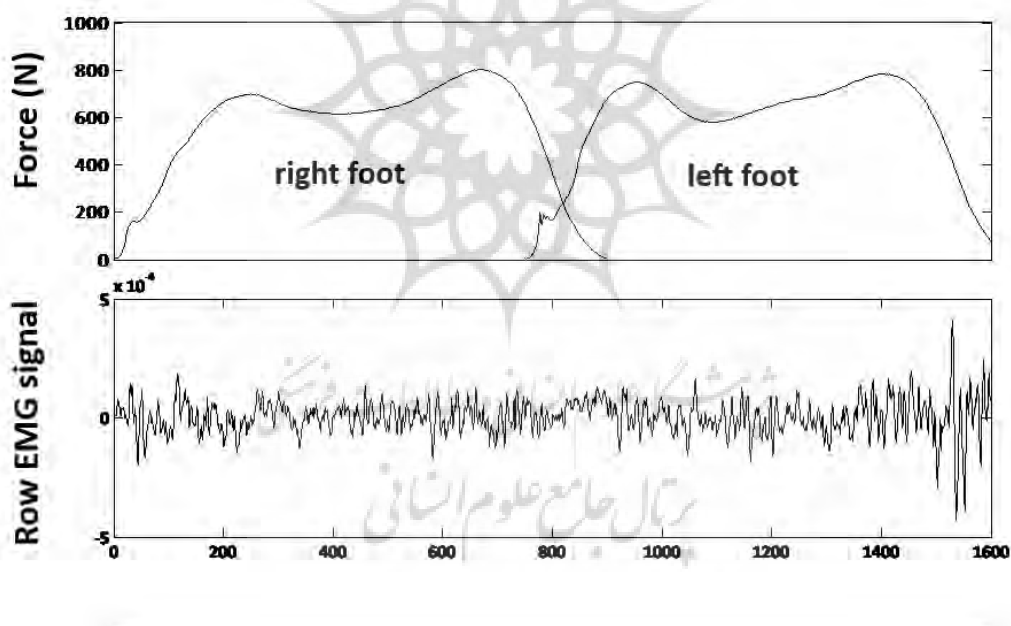
برای جمع آوری اطلاعات مربوط به عملکرد عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله بی سیم (wireless EMG) مدل MYON ساخت کشور سوئیس با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز استفاده شد. در این مطالعه عملکرد عضلات مورب داخلی و خارجی به عنوان عضلات جانبی ناحیه ثبات مرکزی ثبت شد (۱۷، ۱۸). برای کاهش مقاومت پوست، ابتدا موهای زائد در ناحیه نصب الکتروود تراشیده و پوست با پنبه و الکل طبی تمیز شد. سپس، الکتروودها بر اساس پروتکل بین المللی<sup>۱</sup> نصب شدند (۲، ۱۹)، الکتروودها در حد فاصل مرکز عصب دهی عضله و تاندون انتهایی و همچنین موازی با تارهای عضلات قرار داده شدند و فاصله مرکز تا مرکز الکتروودها دو سانتی متر در نظر گرفته شد (۲۰، ۲۱). برای جلوگیری از ایجاد اختلال در حرکات آزمودنی ها، الکتروودها و کابل های مربوط با استفاده از چسب نواری روی بدن فرد ثابت شدند (شکل شماره ۱).



شکل ۱- محل قرارگیری الکتروود روی عضلات منتخب

1. Seniam

برای تعیین یک سیکل راه رفتن و جمع‌آوری اطلاعات کینتیکی از دو دستگاه صفحه 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 صفحه نیرو قرار داده شد. آزمودنی‌ها با سرعت ۱۸۰ متر بر دقیقه راه رفتند. در هر دو پا روی صفحه نیرو، از زمان برخورد پاشنه پای راست با صفحه نیروی اول تا جدا شدن پنجه پای چپ از روی صفحه نیروی دوم یک سیکل راه رفتن در نظر گرفته شد (۱۶). از آنجا که مرحله استقرار پای چپ همراه با نوسان پای راست و لحظه جدا شدن پنجه پای چپ با برخورد دوباره پاشنه پای راست همراه است، یک سیکل کامل اتفاق افتاده است (۱۶). به منظور 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 خواسته شد سرعت و نحوه راه رفتن را مشابه با حالت عادی تنظیم کنند و با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند. البته برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها در طول مسیر با سرعت سنج مدل Panorama V10c کنترل شد. میانگین سرعت راه رفتن در مطالعه حاضر ۱/۳۱ متر بر ثانیه بود که با پژوهش‌های قبلی مطابقت داشت (۲۲). برای یکسان‌سازی شرایط تأثیرگذار در نحوه راه رفتن، تمام آزمودنی‌ها با پای برهنه (بدون کفش) راه رفتند. در ادامه، در محیط نرم‌افزار متلب از روی نمودارهای رسم‌شده، بازه سیگنال الکترومایوگرافی موردنظر در هر سیکل راه رفتن جداسازی شد (شکل شماره ۲).



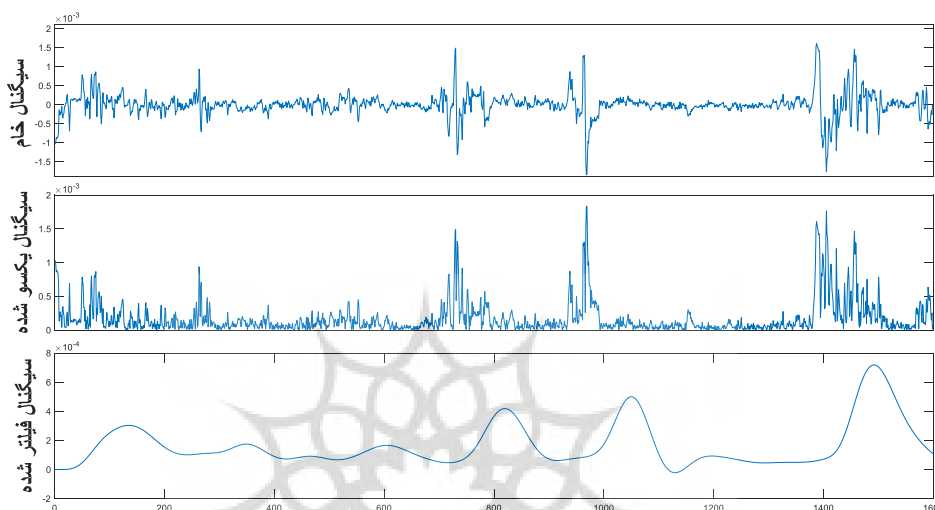
شکل ۲- جداسازی سیگنال الکترومایوگرافی موردنظر با استفاده از رسم نمودار FZ پای چپ و راست

### 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 اولیه 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 ۱۰-۵۰۰ هرتز اهمیت بیشتری دارد پس ابتدا با یک فیلتر پایین‌گذر فرکانس‌های بالاتر از ۵۰۰ Hz 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 شماره ۳)، (۲۳). اطلاعات مربوط به صفحهٔ نیرو نیز با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورت مرتبه چهار فیلتر شدند (۲۴).

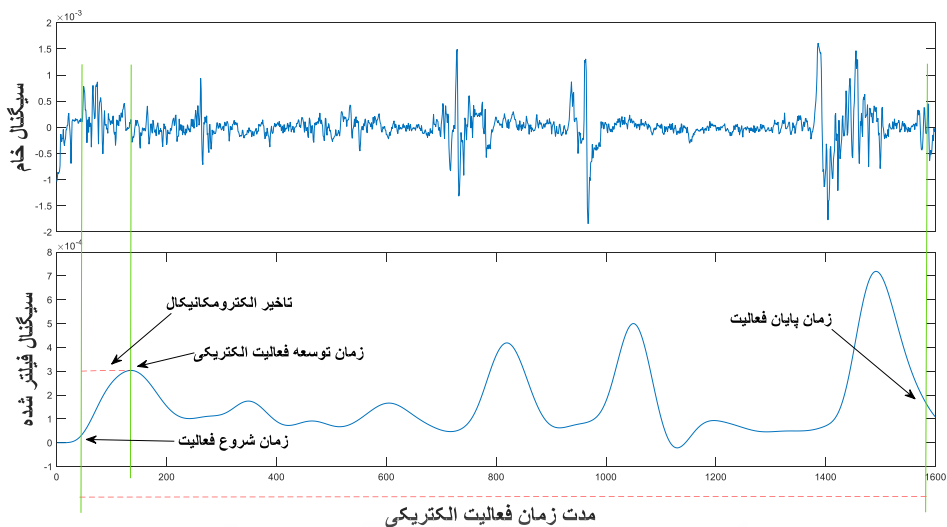


شکل ۳- یک‌سوسازی و فیلتر سیگنال خام الکترومایوگرافی

داده‌های الکترومایوگرافی به ماکزیمم سیگنال ثبت‌شده از عضلات و داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین نیز به وزن افراد نرمال شدند. برای تجزیه و تحلیل با توجه به مشخصات طیفی سیگنال داده‌ها از نرم‌افزار مت‌لب<sup>۱</sup> استفاده شد. برای تشخیص مدت‌زمان فعالیت الکتریکی، وضعیت فعال بودن عضلات در بازهٔ 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 مطالعهٔ اولیه و بررسی چندین مقدار آستانه، آستانهٔ ۲۰ درصد برای بررسی تمام داده‌های پژوهش انتخاب شد. بر همین اساس زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی عضلات مشخص شد (شکل شماره ۴). تفاضل بین زمان شروع فعالیت تا زمان توسعه فعالیت الکتریکی در عضلات به‌عنوان تأخیر الکترومکانیکال عضلات در نظر گرفته شد (۲۵)، (شکل شماره ۴).

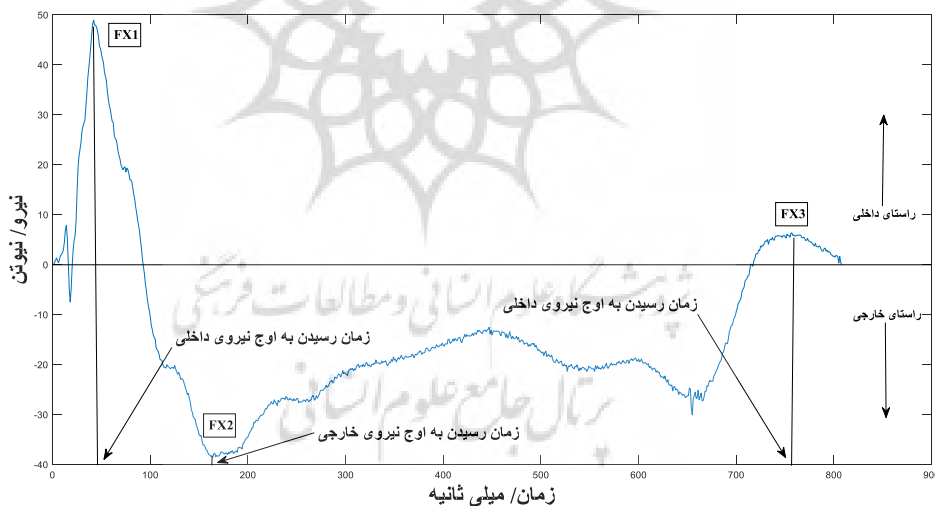
1. Matlab





شکل ۴- زمان شروع، مدت زمان 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 مؤلفه داخلی خارجی (FX) و زمان رسیدن به اوج نیروها استخراج شد (شکل شماره ۵).



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 تجزیه و تحلیل 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).

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

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

$$\text{cop}_x = \frac{x_1 f_{z1} + x_2 f_{z2}}{f_{z1} + f_{z2}} \quad ۱$$

در این فرمول  $x_1$  و  $x_2$  به ترتیب تغییرات مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی برای پای راست و چپ و  $F_{z1}$  و  $F_{z2}$  نیز به ترتیب نیروی عمودی صفحه 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 مقایسه متغیرهای مورد مطالعه در این پژوهش بین دو گروه از آزمون تی مستقل در سطح معناداری  $P \leq 0/05$  استفاده شد.

### یافته‌ها

#### اطلاعات عمومی آزمودنی‌ها

ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌ها شامل سن، جرم، طول قد و شاخص توده بدن در دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار در جدول شماره ۱ آمده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، بین ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها تفاوت معناداری 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 <sup>2</sup> )	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 شماره ۲ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضله 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 عضله مورب خارجی و در گروه ورزشکار، در عضله مورب داخلی بیشتر بود (جدول شماره ۲).

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

متغیر	عضلات	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	ارزش t	سطح معناداری
مدت زمان	مورب خارجی	ورزشکار	۴۱۴/۲۷	۷۶/۸۲	-۳/۲۲۶	*۰/۰۰۵
		غیرورزشکار	۵۱۰/۳۶	۴۵/۶۲		
فعالیت (میلی ثانیه)	مورب داخلی	ورزشکار	۵۲۹/۳۳	۸۷/۸۰	-۱/۸۱۷	۰/۰۸۸
		غیرورزشکار	۶۳۲/۰۵	۱۴۵/۱۵		
تأخیر الکترومکانیکال (میلی ثانیه)	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 شماره 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 شماره 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		
		ورزشکار	۳/۰۵	۱/۶۲		
FX	Fx2	غیرورزشکار	۱/۹۴	۱/۰۵	۱/۷۱۲	۰/۱۰۶
		ورزشکار	۱/۳۸	۰/۶۱۶		
		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 ناحیه 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 نشان‌دهنده 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 در نتیجه، 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<sup>۱</sup> و همکاران (۱۱) در سال ۲۰۲۰، بداجی<sup>۲</sup> و همکاران (۱۲) در سال ۲۰۱۷، تامپسون<sup>۳</sup> و همکاران (۲۷) در سال ۲۰۱۶ و نیانگ<sup>۴</sup> و مک فادین<sup>۵</sup> (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 عضله مورب خارجی معنادار بود و میانگین آن در گروه غیرورزشکار در هر دو عضله 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 عضله مورب داخلی نسبت داد که در مقایسه با عضله مورب خارجی نقش ثبات‌دهندگی بیشتری دارد (۲۹) و به‌منظور ایجاد ثبات، تأخیر کمتری در توسعه نیروی این عضله مشاهده می‌شود. همچنین با توجه به نتایج، میانگین مؤلفه 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 ناحیه 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 رابطه مستقیم دارد. تعادل در صفحه فرونتال بیشتر به‌وسیله گشتاور اداکتوری-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 نشان‌دهنده تأثیر قابل توجه فعالیت بدنی بر الگوهای عصبی عضلانی و در نتیجه آن بهبود فاکتورهای مرتبط با کنترل پاسچر باشد.

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

### آنچه تاکنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم

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

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

مقاله حاضر نشان داد کاهش نیروهای عکس‌العمل در راستای داخلی-خارجی با توجه به فعل‌وانفعالات عضلات جانبی ناحیه 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-عضلانی عضلات جانبی ناحیه 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 صفحه فرونتال با توجه به بررسی متغیرهای کینتیکی یکی از مسئولیت‌های مهم عضلات جانبی ناحیه 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, Kręcisiz 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. In ASME 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, Matinhomae 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. *J CPR*, 2021, June 21; 6(3), e43. (In Persian)
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, Şendimir-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. In *ASME 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.