Arch
10.22037/jrm.2020.112864.2272 Research Article

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

Rasool Ferasat[1]*, Heydar Sadeghi[2,3]

1. PhD. Student in Sport Biomechanics, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
2. Full Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Full Professor of Sport Biomechanics, Research Institute of Movement Science, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2019.December.13 **Revised:** 2020.March.06 **Accepted:** 2020.March.09 **Published Online:** 2020.June.13

ABSTRACT

Background and Aims: Although it is documented that muscle activities is influenced by individual characteristics, such as body type, the purpose of the present study was to compare selected local and global core stability muscles and center of pressure changes during gait in young able-bodied males with emphasis on body type.

Materials and Methods: A total of 30 young males (age: 26.1±2.5 years old, height: 185.5±4.6 centimeters, and weight: 99.8±1.6 kg; mesomorph: 26.3±2.7 years old, 179.8±8.3 centimeters, and 84.2±8.2 kg; ectomorph: 24.3±2.7 years old, 183.0±4.6 centimeters, and 63.2±4.9 kg) participated in the present study and were placed into three groups with respect to their somatotype. The local and global core stability muscles activities were recorded using MYON electromyography and center of pressure changes using two force plates during gait. To compare between muscle activities (RMS indices, duration of electrical activity) as well as center of pressure changes with emphasis on three body types, ANOVA and post-hoc Tukey were run at the significance level of $P<0.05$.

Results: The results showed a significant difference in the RMS of the internal and external oblique global muscles. The percentage of RMS for endomorph participants in all local and global muscles was higher than those of mesomorph and ectomorph body types during gait. There was also a significant difference in the duration of electrical activity in the multifidus and longissimus local muscles and internal oblique global muscle in all three body types during gait. The duration of electrical activity in the multifidus, longissimus, and internal oblique muscles was higher in individuals with endomorph body type. The center of pressure changes was also greater for the endomorphic body type, though there was no significant difference between the body types.

Conclusion: According to the findings of the curent study, it can be claimed that body type affects the pattern of local and global muscle performance of core stability area and changes in the center of pressure during gait.

Keywords: Core stability area; Local and global muscles; Muscle performance; Center of pressure; Body type.

How to cite this article: Rasool Ferasat, Heydar Sadeghi. 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. J Rehab Med. 2021; 10 (1):102-112.

*Corresponding Author: Rasool Ferasat, Ph.D. student in Sport Biomechanics, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
Email: rferasat11@gmail.com

www.SID.ir

Arch
10.22037/jrm.2020.112864.2272 مقاله پژوهشی

مقایسه عملکرد عضلات منتخب لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن با تأکید بر تیپ بدنی

رسول فراست*[۱]، حیدر صادقی[۲،۳]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. استادتمام بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادتمام بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۲۲ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۱۲/۱۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۱۲/۱۹

چکیده

مقدمه و اهداف: با توجه به اینکه عملکرد عضلات تحت تأثیر ویژگی‌های فردی از جمله تیپ بدنی قرار می‌گیرد، هدف از انجام پژوهش حاضر مقایسه عملکرد عضلات منتخب لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن مردان جوان با تأکید بر تیپ بدنی بود.

مواد و روش‌ها: ۳۰ مرد جوان با میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و وزن به‌ترتیب در سه گروه آندومورف با ۲۶/۲±۱/۵ سال، قد ۱۸۵/۵±۴/۶ سانتی‌متر و وزن ۹۹/۸±۱/۶ کیلوگرم، مزومورف با ۲۶/۳±۲/۷ سال، قد ۱۷۹/۸±۸/۳سانتی‌متر و وزن ۸۴/۲±۸/۲ کیلوگرم و اکتومورف با ۲۴/۳±۲/۷ سال، قد ۱۸۳/۰±۴/۶ سانتی‌متر و وزن ۶۳/۴±۲/۹ کیلوگرم به‌عنوان آزمودنی در پژوهش حاضر شرکت کردند. عملکرد عضلات لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی مدل مایون سوئیس و اطلاعات مربوط به متغیر مرکز فشار با استفاده از دو صفحه نیرو، در حین راه رفتن ثبت شد. برای مقایسه عملکرد عضلات (شاخص‌های RMS و مدت‌زمان فعالیت) و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن در سه تیپ بدنی، از روش آنالیز واریانس با آزمون تعقیبی توکی در سطح معناداری $p\leq۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج تفاوت معناداری در RMS عضلات گلوبال مورب داخلی و خارجی شکم را نشان داد. درصد RMS برای تیپ بدنی آندومورف در تمام عضلات لوکال و گلوبال بیشتر از تیپ بدنی مزومورف و اکتومورف حین راه رفتن بود. ضمن اینکه در رابطه با مدت‌زمان فعالیت الکتریکی در عضلات لوکال چندسر و طویل پشتی و عضله گلوبال مورب داخلی در سه تیپ بدنی حین راه رفتن تفاوت معنادار مشاهده شد و همچنین مدت‌زمان فعالیت در سه عضله چندسر، طویل پشتی و مورب داخلی در افراد با تیپ بدنی آندومورف بیشتر بود. تغییرات مرکز فشار نیز برای تیپ بدنی آندومورف بیشتر بود، اما تفاوت معناداری بین تیپ‌های بدنی مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان مدعی شد که تیپ بدنی بر الگوی عملکرد عضلات لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن تأثیر می‌گذارد.

واژه‌های کلیدی: ناحیه ثبات مرکزی، عضلات لوکال و گلوبال، عملکرد عضلات، مرکز فشار، تیپ بدنی

نویسنده مسئول: رسول فراست، دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد واحد تهران مرکز، تهران، ایران
آدرس ایمیل: rferasat11@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

مطالعه الگوی فعالیت عضله در هنگام راه رفتن همواره از موضوعات مورد توجه پژوهشگران حوزه‌های توان‌بخشی و ورزشی و سایر رشته‌های مرتبط با آناتومی، بیومکانیک و حرکت‌شناسی بوده است. با توجه به اینکه ناحیه ثبات مرکزی از طریق افزایش تولید نیرو و کاهش بارهای مفصلی در تمامی فعالیت‌ها از جمله راه رفتن و حرکات پیچیده ورزشی ایفای نقش می‌کند[۱]، اخیراً نقش عضلات ناحیه ثبات‌دهنده مرکزی بدن مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. این ادعا مطرح است که عضلات ناحیه ثبات‌دهنده مرکزی شامل برخی از عضلات تنه و ران هستند که مسئول نگه داشتن ثبات ستون مهره‌ها و لگن بوده و برای انتقال انرژی از تنه به اندام‌های فوقانی و تحتانی در طول فعالیت‌های ورزشی بسیار مهم هستند.[۲] با این رویکرد به‌عنوان مثال، کیبلر و همکاران (۲۰۰۶) از ثبات مرکزی به‌عنوان محلی که در آن توانایی در کنترل موقعیت تنه روی لگن برای تولید و انتقال موثر نیرو به بخش‌های انتهایی بدن در طول فعالیت‌های ورزشی تعریف می‌شود، یاد کرده‌اند.[۳]

اخیراً پژوهشگران مدلی را برای دسته‌بندی عضلات ناحیه ثبات مرکزی پیشنهاد کردند که در آن عضلات به دو نوع لوکال و گلوبال تقسیم می‌شود.[۴، ۵] در این مدل، عضلات لوکال عضلاتی هستند که به مهره‌ها می‌چسبند و سیستم ثبات‌دهندگی را تشکیل می‌دهند.[۶] عضلات گلوبال سیستم حرکتی را تشکیل داده و وظیفه اصلی آنها ایجاد حرکت و گشتاور در ستون مهره‌ها است.[۶] از ویژگی‌های عضلات لوکال می‌توان به عمقی بودن، داشتن فیبرهای کندانقباض، مشارکت در فعالیت‌های استقامتی، انتخابی ضعیف و فعال شدن در مقاومت‌های پایین (۳۰ تا ۴۰ درصد انقباض ارادی) اشاره کرد. همچنین عضلات گلوبال سطحی‌تر و دارای فیبرهای تندانقباض هستند و در فعالیت‌های توانی و به‌طور انتخابی در مقاومت‌های بالاتر (بیشتر از ۴۰ درصد انقباض ارادی) مشارکت دارند.[۶] عملکرد هماهنگ هر دو سیستم برای ایجاد کارکرد حرکتی مطلوب حیاتی است. هنگامی که این سیستم‌ها به‌درستی کار می‌کنند، منجر به توزیع مناسب نیرو و تولید حداکثری آن همراه با حداقل نیروهای فشارنده، انتقالی و برشی در مفاصل زنجیره حرکتی و همچنین کنترل بهینه حرکات می‌گردند.[۷]

برای مثال، اگر فقط عضلات سراسری حرکت‌دهنده تقویت شود، منجر به ایجاد ایمبالانس عضلانی شده و این عضلات نقش عضلات موضعی ثبات‌دهنده را می‌گیرند. این امر موجب ایجاد الگوهای حرکتی محدود و جبرانی که کارایی کمتری دارند، می‌شود.[۸]

با توجه به نقش عملکرد عضلات در انجام امور جاری زندگی و مهارت‌های پیچیده ورزشی در کنار توجه به توانایی تولید نیرو در عضله موضوع سرعت، آمادگی سیستم عصبی-عضلانی و نوع الگو و همکاری[1] عضلات در ایجاد ثبات لحظه‌به‌لحظه، حفظ و کنترل وضعیت مفصل مورد توجه قرار گرفته است.[۹، ۱۰] در این خصوص، استفاده از الکترومایوگرافی کینزیولوژیک به‌عنوان یک روش و ابزار برای ثبت سنجش زمانبندی[2] و سطح فعالیت الکتریکی[3] عضلات جهت شناسایی رفتارها و الگوهای به‌کارگیری آنها در حرکات مورد نظر پژوهشگران است.[۱۱، ۱۲]

نقش پدیده تعادل در فعالیت‌های روزانه و حرکات ورزشی که مستلزم تعامل سیستم‌های حسی و حرکتی توسط سیستم عصبی مرکزی است، تا جایی است که این ادعا مطرح شده که بدون داشتن سطح مناسبی از کنترل پاسچر، اجرای حرکات ساده مثل راه رفتن، سخت و یا غیرممکن است. از سوی دیگر، این فرض مطرح است که پدیده مرکز فشار که به‌نوعی نشان‌دهنده سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحله استقرار راه رفتن است، ارتباط نزدیکی با تعادل بدن در راه رفتن دارد.[۱۳، ۱۴] در مطالعات، از جابه‌جایی مرکز فشار به‌عنوان شاخص غیرمستقیمی از نوسان پاسچر و در نتیجه توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است.[۱۵] با توجه به جایگاه کنترل پاسچر پویا در فعالیت‌های روزمره و عملکرد مطلوب ورزشی[۱۶]، از ارزیابی کنترل پاسچر، در وضعیت‌های دینامیک، برای تعیین سطوح عملکردی عصبی-عضلانی و همچنین جلوگیری از آسیب‌دیدگی و توانبخشی[۱۷] استفاده شده است.

شناسایی نقش ابعاد فیزیک بدن (تیپ بدنی) در اجرای بهینه فعالیت‌های روزانه و مهارت‌های پیچیده ورزشی و یا طراحی برنامه‌های تمرینی مورد توجه ورزشکاران، مربیان و پژوهشگران قرار دارد. با توجه به اینکه ویژگی‌های فیزیکی از فردی به فرد دیگر متفاوت است و عملکرد افراد نیز تحت تاثیر ویژگی‌های فیزیکی بدن قرار دارد، در اغلب مطالعات و پژوهش‌ها در حوزه

[1] Synergy
[2] Duration
[3] Root Mean Square

www.SID.ir

Archive of SID

ورزش، موضوع تیپ بدنی مورد توجه قرار گرفته است. به‌عنوان مثال، بلومفیلد و همکاران (۱۹۹۴)، اطلاعات تیپ بدنی را برای پیشگویی موفقیت ورزشکاران در رشته‌های ورزشی مناسب می‌دانند.[۱۸] اوکانر و همکاران (۲۰۰۷) با مطالعه فیزیک بدن و عملکرد در رشته دوومیدانی بیان کردند که ویژگی‌های فیزیکی یا مورفولوژیکی نقش بسیار مهمی در توفیق ورزشکاران دارد.[۱۹] همچنین هوراک (۱۹۹۷) اظهار داشت که شکل یا مورفولوژی بدن از عوامل تاثیرگذار بر تعادل ایستا می‌باشد.[۲۰]

اگرچه، در دهه اخیر در مورد عواملی که می‌تواند بر ناحیه ثبات مرکزی تاثیرگذار باشد، مطالعاتی انجام شده است، اما با مرور مطالعات قبلی، پژوهشی که عملکرد عضلات لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن را با تأکید بر تیپ بدنی مورد مطالعه قرار داده باشد، مشاهده نشد؛ در نتیجه، با فرض تأثیرگذاری تیپ بدنی در الگوی عملکرد عضلات ناحیه ثبات مرکزی حین راه رفتن، هدف از انجام پژوهش حاضر مقایسه عملکرد عضلات لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن مردان با تأکید بر تیپ بدنی بود.

مواد و روش‌ها

در پژوهش نیمه‌آزمایشگاهی حاضر، ۳۰ مرد جوان با میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و وزن به‌ترتیب در سه گروه آندومورف با ۲۶/۱±۲/۵ سال، قد ۱۸۵/۵±۴/۶ سانتی‌متر و وزن ۹۹/۸±۱/۶ کیلوگرم، مزومورف با ۲۶/۲±۳/۷ سال، قد ۱۷۹/۸±۸/۳سانتی‌متر و وزن ۸۴/۸±۲/۲ کیلوگرم و اکتومورف با ۲۴/۳±۲/۷ سال، قد ۱۸۳/۴±۰/۶ سانتی‌متر و وزن ۶۳/۲±۴/۹ کیلوگرم به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند. قبل از انجام آزمون، تمامی آزمودنی‌ها در جلسه توجیهی با نحوه اجرای آزمون و چگونگی انجام پروژه تحقیق آشنا شدند. فرم رضایت‌نامه و پرسشنامه مربوط به اطلاعات پزشکی-ورزشی و اطلاعات فردی شامل سن، قد و وزن توسط آزمودنی‌ها تکمیل گردید. عدم داشتن آسیب، سابقه جراحی یا بیماری خاص از معیارهای ورود به پژوهش بود.

برای تعیین تیپ بدنی از قدسنج دیواری با مارک Seca ساخت کشور آلمان با دقت ۱ میلی‌متر برای اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها، ترازوی دیجیتال مارک Seca ساخت کشور المان با دقت ۱./. کیلوگرم برای اندازه‌گیری وزن آزمودنی‌ها، متر نواری منعطف مدل Lufkin با دقت ۱ میلی‌متر برای اندازه‌گیری محیط اندام‌ها، کولیس با مارک Mitutoyo با دقت ۱ میلی‌متر ساخت کشور ژاپن برای اندازه‌گیری پهناهای استخوانی و از کالیپر با مارک Yagami ساخت کشور ژاپن و با میزان فشار ده نیوتن بر سانتی‌متر مربع و دقت ۱ میلی‌متر برای اندازه‌گیری ضخامت چربی زیرپوستی استفاده شد. برای تعیین تیپ بدنی آزمودنی‌ها و تفکیک آنها به سه گروه آندومورف، مزومورف و اکتومورف از روش سوماتوتایپ هیث-کارتر (۲۰۰۲) استفاده شد.[۲۱] برای این منظور از اطلاعات مربوط به قد، وزن، پهنای آرنج-استخوان بازو، پهنای زانو-استخوان ران، بیشترین محیط بازو، بیشترین محیط عضله ساق پا، چربی تحت کتفی، چربی فوق خاری، چربی سه‌سر بازوئی و چربی داخلی ساق پا اندازه‌گیری و برای هر فرد سه نمره آندومورفی، مزومورفی و اکتومورفی به دست آمد و هر نمره‌ای که یک و نیم واحد بیشتر از نمره‌های دیگر بود، به‌عنوان تیپ بدنی فرد در نظر گرفته شد.[۲۱]

برای تعیین یک سیکل راه رفتن و جمع‌آوری اطلاعات مربوط به تغییرات مرکز فشار از دو دستگاه صفحه نیرو مدل کیستلر ساخت کشور سوئیس استفاده شد؛ بدین‌صورت که پای راست آزمودنی‌ها روی صفحه نیروی اول و پای چپ آنها بر روی صفحه نیروی دوم قرار می‌گرفت. در این پژوهش مدت‌زمان قرارگیری هر دو پا بر روی صفحه نیرو، از زمان برخورد پاشنه پای راست با صفحه نیروی اول تا جدا شدن پنجه پای چپ از روی صفحه نیروی دوم به‌عنوان یک سیکل راه رفتن در نظر گرفته شد. در ادامه، در محیط نرم‌افزار اکسل به‌صورت چشمی و از روی نمودارهای رسم-شده، بازه سیگنال الکترومایوگرافی مورد نظر در یک سیکل راه رفتن جداسازی شد. اطلاعات صفحه نیرو نیز با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهار فیلتر شد.

برای جمع‌آوری اطلاعات الکترومایوگرافی از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶کاناله بی‌سیم (Wireless EMG) مدل MYON ساخت کشور سوئیس با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز استفاده شد. در این مطالعه، عضلات چندسر و طویل پشتی به‌عنوان عضلات لوکال و عضلات راست شکمی، مورب داخلی و خارجی به‌عنوان عضلات گلوبال شناخته شدند.[۴، ۵] برای نصب الکترودها روی عضلات مورد مطالعه، بعد از تراشیدن موهای زائد در ناحیه نصب الکترود و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل طبی برای کاهش مقاومت پوست، الکترودها بر روی عضلات مورد نظر بر اساس پروتکل SENIAM نصب شد.[۲۲، ۲۳] برای عضله راست شکمی، الکترود به‌صورت عمود نسبت به افق در ۳ سانتی‌متری فوقانی خارجی ناف، برای عضله مایل خارجی شکم الکترود به‌صورت مایل با زاویه ۴۵ درجه در میانه حد

www.SID.ir

Archive of SID

فاصل خار قدامی فوقانی ایلیاک[1] تا پایین‌ترین نقطه قفسه سینه، برای عضله مایل داخلی شکم الکترود روی بخش دیستال عضله یعنی ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از خط اتصال‌دهنده خارهای خاصره‌ای قدامی فوقانی، برای عضله چندسر الکترود به‌صورت عمود نسبت به افق در نقطه‌ای به محاذات مهره پنجم کمری بر روی خطی فرضی که خار خلفی فوقانی ایلیاک[2] سمت راست را به فضای بین مهره‌ای مهره اول کمری و مهره دوم همان سمت وصل می‌کند و برای عضله طویل پشتی الکترود به‌صورت عمود نسبت به افق در ۴ سانتی‌متری خارج زائده خاری مهره اول کمری نصب شدند.[۲۲، ۲۳] الکترودها در حد فاصل مرکز عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی و همچنین موازی با تارهای عضلات قرار داده شدند و فاصله مرکز تا مرکز الکترودها دو سانتی‌متر در نظر گرفته شد.[۲۴، ۲۵] برای جلوگیری از ایجاد اختلال در حرکات آزمودنی‌ها، الکترودها و کابل‌های مربوطه با استفاده از چسب نواری بر روی بدن فرد ثابت شد (تصویر ۱).

تصویر ۱. محل قرارگیری الکترود بر روی عضلات منتخب

به‌منظور نزدیک کردن عملکرد راه رفتن آزمودنی به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی راه رفتن در اثر تمرکز روی سرعت راه رفتن، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا 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-وتحلیل اطلاعات، در طول مسیر سرعت راه رفتن فرد با سرعت‌سنج کنترل شد. برای یکسان‌سازی شرایط تاثیرگذار بر نحوه راه رفتن تمام آزمودنی‌ها راه رفتن را با پای برهنه (بدون کفش) انجام دادند. لازم به ذکر است که تمامی اطلاعات الکترومایوگرافی از سمت راست آزمودنی‌ها جمع‌آوری گردید. بعد از مرحله آماده کردن، هر آزمودنی با اشاره دست شروع به راه رفتن می‌کرد. ابتدا فرد برای تطابق با محیط و شرایط اجرای آزمون فعالیت را چند بار بدون روشن بودن دستگاه الکترومایوگرافی انجام می‌داد. سپس دستگاه‌ها برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات و نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن روشن می‌شد و هر فرد سه بار در مسیر مورد نظر شروع به راه رفتن می‌کرد که در ادامه از میانگین سه تست برای انجام محاسبات استفاده شد. همچنین در ابتدایی‌ترین مرحله که همزمان بود با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی، سیگنال‌های الکترومایوگرافی و صفحه نیرو چک و صحت اولیه آنها تائید می‌شد.

در مرحله پردازش داده‌ها، برای چک کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی و صفحه نیرو ثبت‌شده با در نظر گرفتن پژوهش‌های مشابه گذشته، منابع معتبر مرتبط با تحقیق و یافته‌های قبلی مورد بررسی قرار گرفت. برای حذف نویز سیگنال‌های الکترومایوگرافی از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از آنجایی که در الکترومایوگرافی سطح طیف فرکانسی ۵۰۰-۰ هرتز دارای اهمیت بیشتری است، ابتدا با یک فیلتر پایین‌گذر فرکانس‌های بالاتر از Hz500 حذف شد، اما با توجه به اینکه یکی از مسائل مهم نویز حرکات نوسانی توسط الکترودها و کابل‌ها است که عموماً دارای فرکانس پایین است، بنابراین فیلتر بالاگذر با فرکانس ۲۰-۱۰ هرتز مناسب بود. به‌منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی از روش MVIC عضلات استفاده شد. برای این منظور از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در مقابل حرکاتی که

1 Anterior Superior Iliac Spine (Asis)

2 Posterior Superior Iliac Spine (Psis)

www.SID.ir

Archive of SID

عضلات به بیشترین شکل ممکن فعال می‌شدند در مقابل یک مقاومت غیرقابل‌حرکت حداکثر انقباض ایزومتریک را در عضله ایجاد کنند. هر فرد انقباض ایزومتریک بیشینه را به‌مدت پنج ثانیه برای هر عضله انجام داد و سپس RMS سه ثانیه وسط از بیشترین مقدار انقباض ثبت‌شده برای نرمالایز کردن سیگنال مورد استفاده قرار گرفت؛ بدین‌صورت که RMS هر عضله حین راه رفتن بر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد صد ضرب گردید تا اعداد حاصل به‌صورت نرمال و درصدی از MVIC ارائه شوند. RMS و مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیکل کامل راه رفتن به دست آمد.

استفاده از یک مدل پاندول معکوس که مربوط به خط سیر مرکز جرم و مرکز فشار است، در تجزیه‌وتحلیل دینامیکی تعادل مؤثر و مفید است. تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی-خلفی (x) و داخلی-خارجی (y) با استفاده از فرمول پاندول معکوس وینتر محاسبه شد.[۲۶]

$$Cop\text{-}com=-kx$$

با توجه به اینکه در این پژوهش از دو صفحه نیرو برای ثبت اطلاعات استفاده شد و هر کدام مختصات مرکز فشار جداگانه‌ای (پای راست و پای چپ) ثبت کردند، برای محاسبه برآیند تغییرات مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی از فرمول شماره ۱ و در جهت داخلی-خارجی از فرمول شماره ۲ استفاده شد.[۲۷]

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

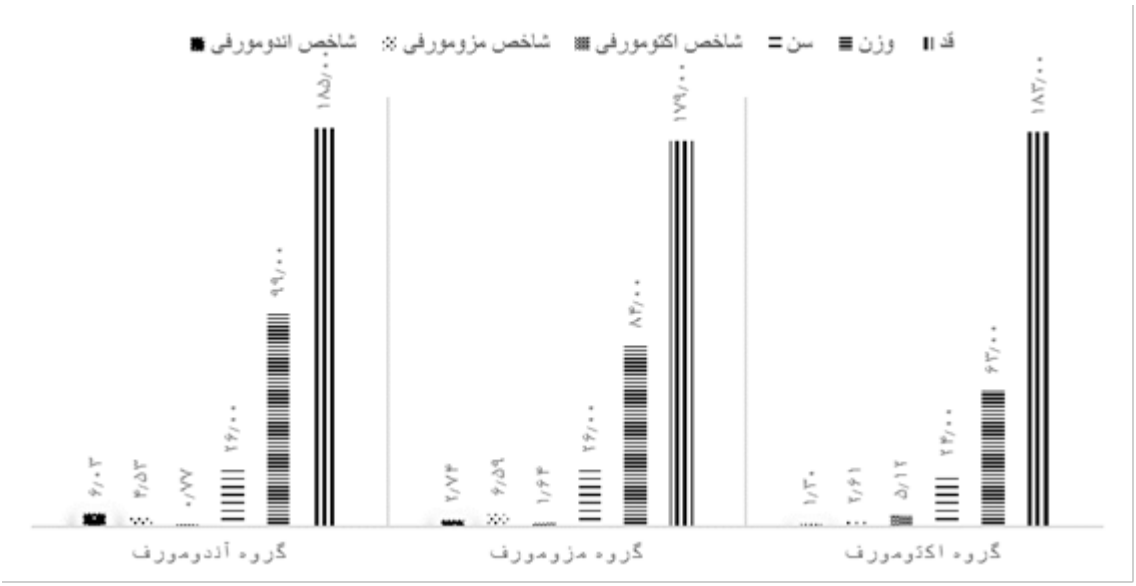
فرمول ۲ $$cop_y=\frac{y1fz1+y2fz2}{fz1+fz2}$$

x1 و x2 به‌ترتیب تغییرات مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی برای پای راست و چپ و y1 و y2 به‌ترتیب تغییرات مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی برای پای راست و چپ و Fz1 و fz2 نیز به‌ترتیب نیروی عمودی صفحه نیرو برای پای راست و چپ می‌باشد.

برای آنـالیز داده‌ها نیز از نرم‌افزار متلب استفاده شد. از شاخص‌های آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف اطلاعات، برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک و از آمار استنباطی آنالیز واریانس با آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه عملکرد عضلات مورد مطالعه در این تحقیق بین تیپ‌های بدنی در سطح معناداری P≤۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در هر سه گروه اعم از شاخص تیپ بدنی، جرم، سن و طول قد در نمودار ۱ ارائه شده است. آزمودنی‌ها در هر سه گروه از لحاظ سن و طول قد نزدیک به‌هم، اما از لحاظ جرم تفاوت معناداری داشتند. تعداد آزمودنی‌ها در هر گروه ۱۰ نفر بود. برای هر فردی سه نمره آندومورفی، مزومورفی و اکتومورفی به دست آمد و هر نمره‌ای که یک و نیم واحد بیشتر از نمره‌های دیگر بود، به‌عنوان تیپ بدنی فرد در نظر گرفته شد.[۲۱] شاخص‌های مربوط به سه تیپ بدنی آندومورف، مزومورف و اکتومورف نشان‌دهنده آن بود که در آندومورف‌ها شاخص آندومورفی و در مزومورف‌ها شاخص مزومورفی و در اکتومورف‌ها شاخص اکتومورفی بیشترین داده‌ها هستند که این امر غالب بودن آندومورفی، مزومورفی و اکتومورفی در هر سه گروه را تأیید می‌کند.

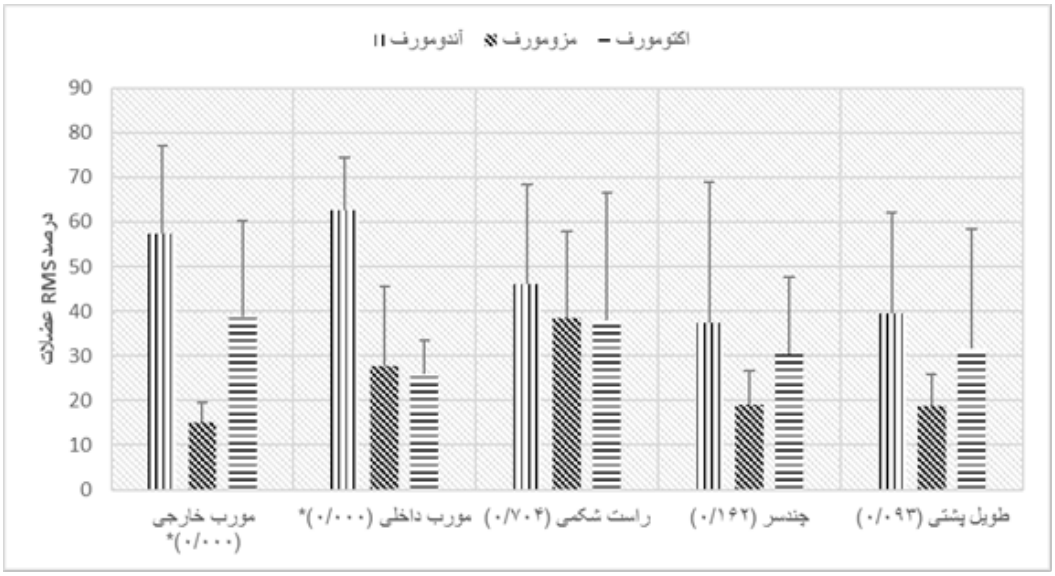


نمودار ۱. ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌ها

www.SID.ir

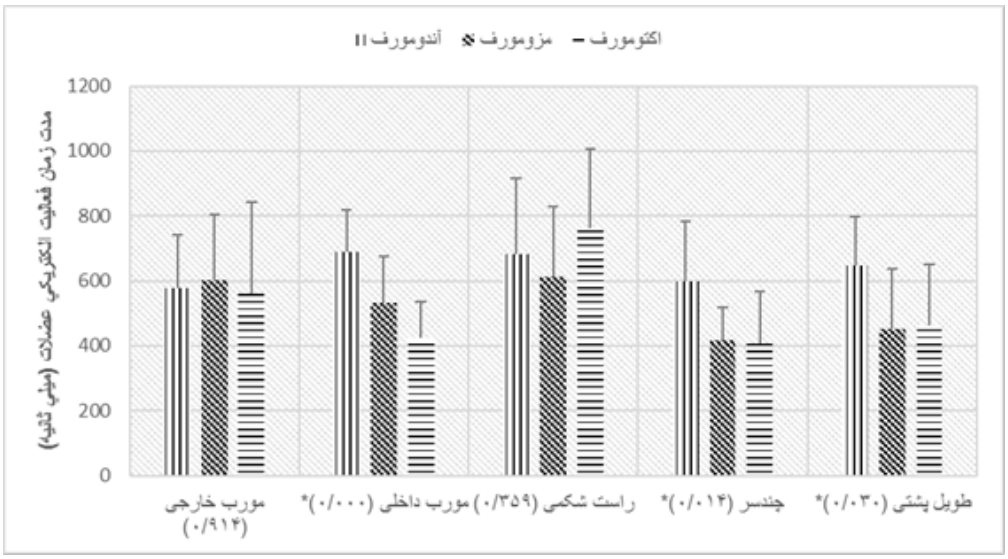
Archive of SID

نتایج مربوط به RMS در نمودار ۲ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در عضلات مورب خارجی و داخلی شکم اختلاف معناداری در RMS بین سه تیپ بدنی وجود دارد. نتایج آزمون تعقیبی توکی اختلاف معنادار بین تیپ بدنی مزومورف با تیپ‌های بدنی آندومورف و اکتومورف را در عضله مورب خارجی و اختلاف معنادار بین تیپ بدنی آندومورف با تیپ‌های بدنی مزومورف و اکتومورف را در عضله مورب داخلی نشان داد. همچنین درصد RMS برای تیپ بدنی آندومورف در تمام عضلات بیشتر از تیپ بدنی مزومورف و اکتومورف بود. بالاترین درصد RMS در عضله مورب داخلی تیپ بدنی آندومورف و کمترین درصد RMS در عضله مورب خارجی تیپ بدنی مزومورف مشاهده شد.



نمودار ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس برای متغیر (%) RMS عضلات منتخب

د نتایج مربوط به مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلات مورد بحث در نمودار ۳ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در عضلات مورب داخلی، چندسر و طویل پشتی اختلاف معنادار در مدت‌زمان فعالیت الکتریکی بین سه تیپ بدنی وجود دارد. نتایج آزمون تعقیبی توکی اختلاف معنادار بین تیپ بدنی آندومورف با تیپ‌های بدنی مزومورف و اکتومورف در عضلات مورب داخلی، چندسر و طویل پشتی را نشان داد. همچنین مدت‌زمان فعالیت در سه عضله مورب داخلی، چندسر و طویل پشتی در گروه آندومورف بیشتر بود. بالاترین زمان فعالیت در عضله راست شکمی و کمترین زمان فعالیت در عضله چندسر تیپ بدنی اکتومورف مشاهده شد.



نمودار ۳. نتایج آزمون تحلیل واریانس برای متغیر مدت‌زمان فعالیت الکتریکی (میلی‌ثانیه) عضلات منتخب

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج در رابطه با تغییرات مرکز فشار (جدول ۱)، اختلاف معناداری در جهت قدامی-خلفی (x) و جهت داخلی-خارجی (y) نشان نداد، اما این تغییرات در هر دو جهت برای تیپ بدنی آندومورف بیشتر بود.

جدول ۱. تغییرات مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی (x) و داخلی-خارجی (Y)

جهت	تیپ بدنی	میانگین	انحراف استاندارد	F	Sig
قدامی-خلفی	آندومورف	۱۷.۱۹	۷.۸۰	۱.۴۳۴	۰.۲۶۹
	مزومورف	۱۲.۵۴	۶.۹۳		
	اکتومورف	۱۱.۴۲	۲.۹۳		
داخلی-خارجی	آندومورف	۵۳.۷۱	۱۷.۴۸	۰.۳۵۴	۰.۷۰۸
	مزومورف	۴۵.۹۷	۱۵.۷۴		
	اکتومورف	۴۷.۰۵	۱۸.۴۸		

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه عملکرد عضلات منتخب لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن مردان آندومورف، مزومورف و اکتومورف بود. از جمله عوامل تأثیرگذار بر چرخه راه رفتن می‌توان به اندازه و شکل استخوان‌ها، بلندی و کوتاهی قد، توزیع وزن در قسمت‌های مختلف بدن، میزان تحرک مفصل و قدرت عضلانی اشاره کرد[۲۸] که بیشتر این موارد در ارتباط مستقیم با ویژگی‌های مربوط به تیپ بدنی هستند که آن را تعریفی از ریخت و شکل بدن انسان معرفی کرده‌اند و گفته‌اند که به متغیرهایی مانند طول، حجم، پهنا، قطر و چربی زیر پوست بدن انسان بستگی دارد و این ویژگی‌ها از یک بدن به بدن دیگر متفاوت است.[۲۱]

نتایج پژوهش کنونی دلالت بر آن دارد که در RMS عضلات مورب خارجی و مورب داخلی شکم بین تیپ‌های بدنی آندومورف، مزومورف و اکتومورف تفاوت معناداری حین راه رفتن وجود دارد. در دسته‌بندی صورت‌گرفته عضلات مورب داخلی و خارجی جزء عضلات گلوبال هستند[۴،۵] که علاوه بر نقش ثبات‌دهندگی، نقش حرکت‌دهی هم دارند. عضلات افراد در تیپ‌های آندومورف، مزومورف و اکتومورف از لحاظ اندازه و حجم باهم تفاوت‌هایی دارند که این تفاوت‌ها در ناحیه ثبات مرکزی باعث ایجاد گشتاورهای عضلانی متفاوت حین راه رفتن در عضلات گلوبال آنها می‌شود و همین امر باعث تولید واحدهای حرکتی متفاوتی شده که موجب ایجاد الگوهای مختلف حین راه رفتن در بین تیپ‌های بدنی می‌شود. کارتر (۲۰۰۲) عقیده دارد که عامل تیپ بدنی نقش تعیین‌کننده در عملکرد انسان بازی می‌کند.[۲۱]

عامل مورفولوژیک یا تیپ بدنی از عوامل تاثیرگذار بر تعادل نیز می‌باشد.[۲۰] در تحقیقات پیشین تغییرات مرکز فشار به‌عنوان سیگنال خطای پاسچر معرفی شده است که سیستم عصبی-عضلانی می‌تواند آن را شناسایی و کنترل کند و افزایش این مقدار نشان‌دهنده عدم تعادل پاسچر است.[۲۹] بر همین اساس، با توجه به نتایج پژوهش، در تغییرات مرکز فشار برای تیپ‌های بدنی اختلاف معناداری مشاهده نشد، اما این تغییرات در تیپ بدنی آندومورف در هر دو جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نسبت به تیپ‌های بدنی مزومورف و اکتومورف بیشتر بود. با توجه به این موارد می‌توان نتیجه گرفت که تیپ بدنی تا حدی بر تعادل افراد حین راه رفتن تاثیرگذار بوده است، بر همین اساس، نتایج پژوهش با نتایج هوراک (۱۹۹۷) همراستا بود.[۲۰] افراد با تیپ بدنی آندومورف از حجم بیشتری در ناحیه ثبات مرکزی برخوردار هستند و همچنین دارای توده بدنی بزرگتر نسبت به مزومورف‌ها و اکتومورف‌ها هستند؛ از این رو، کاهش سفتی در عضلات اصلی ناحیه مرکزی بدن در این افراد که از خصیصه‌های آندومورف‌ها است، منجر به وضعیت‌هایی از قبیل عدم تعادل عضلانی، کنترل عصبی-عضلانی ناکافی و غیرمؤثر و افزایش فشار در دیسک‌های بین مهره‌ای و نیروی فشاردهنده در مهره‌های کمری و در نهایت صدمه بیشتر می‌شود.[۳۰،۳۱] با توجه به مواردی که اشاره شد، افراد با تیپ بدنی آندومورف درصد RMS بیشتری در تمام عضلات نسبت به افراد با تیپ بدنی مزومورف و اکتومورف داشتند که به نظر می‌رسد که افراد آندومورف از ثبات نسبی کمتری در این ناحیه برخوردار هستند و عضلات این افراد برای حفظ ثبات و کنترل تعادل بدن حین راه رفتن نیازمند میزان فعالیت الکتریکی بیشتری نسبت به افراد مزومورف و اکتومورف باشند تا بتوانند ثبات و تعادل بدن حین راه رفتن را به‌خوبی تأمین کنند. ضعف و یا کاهش هماهنگی عضلات مرکزی بدن می‌تواند منجر به ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی، الگوهای حرکتی جبرانی و یا انواع مختلفی از آسیب‌های ورزشی مانند استرین یا آسیب‌های پرکاری شوند.[۷]

به هر حال، با توجه به نتایج افراد با تیپ بدنی آندومورف یا افراد سنگین وزن از تعادل نسبی کمتری حین راه رفتن برخوردارند و بیشتر مستعد آسیب‌های مربوط به ناحیه ثبات

www.SID.ir

Archive of SID

مرکزی هستند؛ از این رو، با توجه به دارا بودن درصد RMS بیشتر در آندومورف‌ها، الگوی حرکتی جبرانی برای تأمین ثبات و تعادل بهتر حین راه رفتن را موجب می‌شود. اگرچه این امر نیز می‌تواند باعث سوخت‌وساز بیشتر ذخایر انرژی و ایجاد خستگی زودتر در عضلات گردد که خود می‌تواند یکی از عوامل ایجاد آسیب در آندومورف‌ها باشد. همچنین گزارش شده است که افراد با تیپ بدنی مزومورف تعادل بهتری نسبت به افراد با تیپ بدنی آندومورف و اکتومورف دارند که این اختلاف را می‌توان به ارتفاع کمتر تنه و سهم بیشتر پروفایل عضلانی در افراد مزومورف نسبت داد.[۳۲] در نتایج پژوهش حاضر نیز تغییرات مرکز فشار کمتری در جهت داخلی-خارجی برای تیپ بدنی مزومورف نسبت به تیپ‌های بدنی آندومورف و اکتومورف مشاهده شد که با نتایج لی و لین (۲۰۰۷) همخوانی دارد.[۳۲] با توجه به این امر، مشاهده شد که افراد مزومورف کمترین میزان RMS را در میان سه تیپ بدنی در عضله مورب خارجی داشتند. نقش اصلی این عضله در سیستم گلوبال تعریف می‌شود[۴، ۵] و در تولید حرکات جانبی تنه در صفحه فرونتال (داخلی-خارجی) مؤثر می‌باشد. با توجه به نتایج، به نظر می‌رسد افراد با تیپ بدنی مزومورف به دلیل ارتفاع کمتر تنه، حرکات جانبی کمتری در این ناحیه داشته باشند و به‌دلیل جابه‌جایی کمتر مرکز ثقل در محدوده سطح اتکاء از تعادل بهتری برخوردار هستند و این امر موجب شده تا عضله مورب خارجی این افراد درصد RMS کمتری نسبت به عضله مورب خارجی افراد با تیپ بدنی آندومورف و اکتومورف داشته باشد.

در رابطه با مدت‌زمان فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه ثبات مرکزی حین راه رفتن برای عضله مورب داخلی، چندسر و طویل پشتی بین سه تیپ بدنی اختلاف معنادار مشاهده شد. همان‌طور که بیان شد، عضله مورب داخلی جزء عضلات گلوبال محسوب می‌شود که در حرکات جانبی ستون مهره‌ای حین راه رفتن تأثیرگذار است. اگرچه عضلات چندسر و طویل پشتی نیز جزء عضلات لوکال هستند که مسئول حفظ پوسچر، جذب و انتقال نیروهای بدن نیز هستند[۴] و نقش حرکت‌دهندگی کمتری در ناحیه ثبات مرکزی دارند؛ بنابراین با توجه به تفاوت در اندازه و حجم عضلات و تفاوت در تعادل افراد در تیپ‌های بدنی مختلف[۳۲]، وجود این اختلاف معنادار دور از ذهن نیست. از سوی دیگر، نتایج نشان داد که مدت‌زمان فعالیت الکتریکی نیز در عضلات چندسر، طویل پشتی و عضله مورب داخلی برای تیپ بدنی آندومورف بیشتر بود. سه نوع واحد حرکتی کندانقباض اکسایشی، تندانقباض اکسایشی و تندانقباض کلیکولیتیکی در بدن با تفاوت‌های قابل‌توجهی بین آنها وجود دارد. زمان انقباض واحدهای حرکتی تندانقباض اکسایشی سریع است، ولی مزیت آنها بر واحدهای تندانقباض کلیکولیتیکی این است که در برابر خستگی مقاوم‌تر هستند. واحدهای حرکتی کندانقباض اکسایشی تکانه‌ها را به‌آرامی منتقل می‌کنند و باعث ایجاد زمان‌های انقباض آرام در عضله می‌شوند. این واحدها تنش بسیار کمی تولید می‌کنند، ولی در عوض می‌توانند این تنش را تا مدتی طولانی حفظ کنند؛ از این رو، واحدهای حرکتی کندانقباض برای حفظ قامت بدن، تثبیت مفاصل، اجرای فعالیت‌های تکراری و فعالیت‌های عضلانی زمخت سودمند هستند.[۳۳] عضلات طویل پشتی و چندسر دارای ۵۷ تا ۶۲ درصد و عضلات شکم دارای ۵۵ تا ۵۸ درصد تار نوع اول یا همان کندانقباض اکسایشی هستند که چنین قابلیتی امکان تنوع در تولید حرکات سریع و کوتاه و یا حرکت طولانی‌مدت تنه را فراهم می‌کند.[۳۴] در حالت ایده‌آل یا عادی، یک عضله تک‌مفصله که عملکرد خستگی-ناپذیر ضدجاذبه یا عملکرد حفظ پاسچر را دارد و ویژگی‌های تثبیت‌کنندگی را نشان می‌دهد، بیشتر واحدهای حرکتی کندانقباض را فرا می‌خواند. واحدهای حرکتی کند به محرک‌هایی با آستانه کم حساس هستند و باید به‌طور موثر به موقعیت‌های کم بار نیرویی مانند نوسانات پاسچر، نگهداری موقعیت‌های پاسچر و حرکات عملکردی نرمال بدون اعمال بار در اندام‌ها و تنه واکنش نشان دهند.[۵] به نظر می‌رسد که الگوی عملکرد عضلات ناحیه ثبات مرکزی آندومورف‌ها نیز از این روش پیروی کند و واحدهای حرکتی کندانقباض اکسایشی در عضلات لوکال[۶] این ناحیه از بدن آندومورف‌ها غالب بوده و همچنین با توجه به نتایج پژوهش در رابطه با تغییرات مرکز فشار که دلالت بر تغییرات بیشتر و تعادل کمتر در تیپ بدنی آندومورف دارد، برای حفظ تعادل بهتر و جلوگیری از سقوط حین راه رفتن باعث شده است که عضلات چندسر و طویل پشتی از مدت‌زمان انقباض بیشتری در این ناحیه حین راه رفتن برخوردار باشند. تحقیقاتی نیز نشان داده‌اند که افراد آندومورف به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای تعادل ضعیف‌تری نسبت به افراد مزومورف و اکتومورف دارند.[۳۵، ۳۶] مطالعات نشان داده‌اند افراد چاقی که توزیع نامتقارن چربی به‌ویژه در ناحیه شکم دارند، بیشتر مستعد سقوط هستند.[۳۵، ۳۶] البته به نظر می‌رسد که عضله مورب داخلی نیز که جزء سیستم گلوبال محسوب می‌شود، از این پدیده پیروی کند و به‌غیر از اینکه در حرکات جانبی ستون مهره‌ای حین راه رفتن تأثیرگذار است، در حفظ ثبات نیز نقش دارد. برخی از عضلات در یکی از این نقش‌ها کارآمدتر و در نقش دیگر کمتر کارآیی دارند.[۵]

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر به نظر می‌رسد که وجود اختلاف معنادار در سه تیپ بدنی و مشاهده درصد

www.SID.ir

RMS و مدت‌زمان فعالیت الکتریکی بیشتر در عضلات لوکال و گلوبال ناحیه ثبات مرکزی تیپ بدنی آندومورف و همچنین تغییرات مرکز فشار بیشتر در این تیپ بدنی حین راه رفتن نشان‌دهنده این است که ویژگی‌های مربوط به تیپ بدنی افراد، بر الگوی فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه ثبات مرکزی و تعادل افراد حین راه رفتن تأثیرگذار بوده است. به هر حال، برای اینکه بتوان تفسیر احتمالی در زمینه این پژوهش را به‌طور قطعی و روشن‌تر بیان کرد، نیاز به پژوهش‌های بیشتر است.

تشکر و قدردانی

از زحمات تمامی کسانی که به‌عنوان آزمودنی در پژوهش حاضر شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2005 Sep 1;13(5):316-25.v
2. Tse MA, Mcmanus AM, Masters RS. Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005 Aug 1;19(3):547-52.
3. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Medicine. 2006 Mar 1;36(3):189-98.
4. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. Acta Orthopaedica Scandinavica. 1989 Jan 1;60(sup230):1-54.
5. Comerford M, Mottram S. Kinetic control-e-book: The management of uncontrolled movement. Elsevier Health Sciences; 2012 Jun 15.
6. Faries MD, Greenwood M. Core training: stabilizing the confusion. Strength and Conditioning Journal. 2007 Apr 1;29(2):10.
7. Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics. 2005 Aug 1;16(3):669-89.
8. Hibbs A. Development and evaluation of a core training programme in highly trained swimmers. Unpublished PhD thesis. Teesside University. 2011.
9. Shultz SJ, Perrin DH, Adams M, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. 2000. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation, Journal of Electromyography and Kinesiology. 10(3):159-70.
10. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. The American journal of sports medicine. 1988 Mar;16(2):113-22.
11. Shultz SJ, Perrin DH. 1999. Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics, Journal Athletic Training; 34(2):165-76.
12. Türker KS. Electromyography: some methodological problems and issues. Physical Therapy. 1993 Oct 1;73(10):698-710.
13. 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. Korean Journal of Sport Biomechanics. 2007;17(4):99-106.
14. Lee HJ, Chou LS. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2006 Apr 1;87(4):569-75.
15. Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. Rev bras fisioter. 2010 Nov 1;14(6):464-9.
16. Cote KP, Brunet ME, II BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005 Jan;40(1):41.
17. Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. Journal of athletic training. 2007 Jan;42(1):35.
18. Bloomfield J, Ackland TR, Elliot BC. Modification of physique and/or technique to improve performance. Applied Anatomy and Biomechanics in Sport. Melbourne: Blackwell Scientific Publications. 1994:40-92.
19. O'Connor H, Olds T, Maughan RJ. Physique and performance for track and field events. Journal of Sports Sciences. 2007 Dec 1;25(S1): S49-60.
20. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. Gait & Posture. 1997; 6:76- 84.
21. Carter JE. Part 1: The Heath-Carter anthropometric somatotype-instruction manual. From htth/cmvwsomatotypeorg/Heath-CarterManual. pdf [Retrieved 31 Janu-uary 2013]. 2002 Mar:3-4.

www.SID.ir

Archive of SID

22. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 1987 Nov 1;67(5):402-11.
23. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2007 Dec;37(12):754-62.
24. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007 Apr 1;17(2):245-52.
25. Aveiro MC, Granito RN, Navega MT, Driusso P, Oishi J. Influence of a physical training program on muscle strength, balance and gait velocity among women with osteoporosis. Brazilian Journal of Physical Therapy. 2006 Dec;10(4):441-8.
26. Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. Journal of biomechanics. 2004 Sep 1;37(9):1421-6.
27. Park S, Choi H, Ryu K, Kim S, Kim Y. Kinematics, kinetics and muscle activities of the lower extremity during the first four steps from gait initiation to the steady-state walking. Journal of Mechanical Science and Technology. 2009 Jan 1;23(1):204-11.
28. Faghihi A. Analysis of gait (natural and abnormal). University of Medical Sciences. Iran, 1994. 18-53. [In Persian].
29. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & posture. 1995 Dec 1;3(4):193-214.
30. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. Spine. 1996 Nov 15;21(22):2640-50.
31. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Physical Therapy. 1997 Feb 1;77(2):132-42.
32. Lee AJ, Lin WH. The influence of gender and somatotype on single-leg upright standing postural stability in children. Journal of Applied Biomechanics. 2007 Aug;23(3):173-9.
33. Burke RE. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. Handbook of physiology. The nervous system. Motor Control. 1981 ;3:345-422.
34. Thorstensson A, Carlson H. Fibre types in human lumbar back muscles. Acta physiologica scandinavica. 1987 Oct;131(2):195-202.
35. Allard P, Nault ML, Hinse S, LeBlanc R, Labelle H. Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. Annals of Human Biology. 2001 Jan 1;28(6):624-33.
36. 36. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle-Jackson EE, Bartlett W, Venegas-Rios HL. Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association. 2010 Apr;24(4):1019.

www.SID.ir