

Effect of Normalization Methods on the Reliability of EMG during Stair Negotiation and Ramp Walking

Seyed Mohammad Sadat Khorasani¹, Alireza Hashemi Oskouei^{2*}, Fariba Ghaderi³

1. Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
2. Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
3. Faculty of Rehabilitation, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Received: 2016.October.19

Revised: 2017. January.19

Accepted: 2017.February.18

Abstract

Background and Aim: Due to the variability of the Electromyography (EMG) signals in different individuals, the signals need to be normalized to a reference signal in order to enable comparisons between individuals. The aim of the present study was to determine the reliability of EMG of lower extremity muscles in five signal normalization methods.

Materials and Methods: A total of 14 healthy individuals ascended and descended a set of stairs and a ramp. Each task was repeated six times. Surface EMGs of the Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL), Rectus Femoris (RF), and Tibialis Anterior (TA) muscles were recorded during each exercise and the isometric Maximum Voluntary Contraction (MVC) of the muscles. Electromyography signals were normalized using five different methods. The reference signal for the normalization was corresponding signal of each muscle in MVC, Mean Dynamic Task (MT), Peak Dynamic Task Activity (PT), Mean of Raw Signal (MT-raw), and Peak of Raw Signal (PT-raw).

Results: The MVC method showed the highest reliability and the lowest standard measurement error (SEM). The averages obtained for ICC and SEM for the MVC method in different activities were 0.74 and 4.8, respectively. Also, the MT method showed the lowest reliability and the highest error. The averages obtained for ICC and SEM in different exercises were found to be 0.15 and 88.43, respectively. Although PT, PT-raw, and MT-raw methods showed a similar and average reliability ($0.33 < ICC < 0.39$), the MT-raw method showed a low error (high absolute reliability).

Conclusion: In conclusion, MVC demonstrated the highest reliability; therefore, it is suggested as the best normalization method for young healthy people during stair up and ramp walking.

Keywords: EMG normalization; Reliability; Stair Negotiation; Inclined Surface

Cite this article as: Seyed Mohammad Sadat Khorasani, Alireza Hashemi Oskouei, Fariba Ghaderi. Effect of Normalization Methods on the Reliability of EMG During Stair Negotiation and Ramp Walking. *J Rehab Med.* 2018; 6(4): 201-209.

* **Corresponding Author:** Alireza Hashemi Oskouei. Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
Email: ali.hashemi@sut.ac.ir

مقایسه اثر روش نرمال کردن سیگنال الکترومیوگرافی در قابلیت اطمینان آن در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار

سید محمد سادات خراسانی^۱، علیرضا هاشمی اسکویی^{۲*}، فریبا قادری^۳

۱. کارشناس ارشد مهندسی پزشکی بیومکانیک، گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
۲. استادیار، گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
۳. دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۷/۲۸ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۱۰/۳۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۱۱/۳۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

با توجه به متغیر بودن سیگنال الکترومیوگرافی (EMG) عضله‌ها در افراد مختلف، این سیگنال‌ها باید به یک سیگنال مرجع در هر فرد نرمال شود تا کمیتی قابل مقایسه بین افراد به دست آید. هدف اصلی مطالعه حاضر، مقایسه قابلیت اطمینان سیگنال EMG عضله‌های اندام تحتانی در بین پنج روش نرمال کردن دامنه‌ی سیگنال در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار است.

مواد و روش‌ها

چهارده نفر مرد سالم فعالیت‌های بالا و پایین رفتن از سطح شیب‌دار و پله را انجام دادند. تمامی این فعالیت‌ها شش بار تکرار شد. سیگنال الکترومیوگرافی از عضله‌های پهن میانی، پهن جانبی، راست رانی و تیبیالیس قدامی در هنگام هر حرکت و نیز در هنگام بیشترین انقباض ارادی ایزومتریک ثبت شد. این سیگنال‌ها به پنج روش نرمال گردید. در این روش‌ها سیگنال مرجع برای نرمال کردن، بیشینه سیگنال در بیشترین انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)، بیشترین مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت (PT)، میانگین RMS سیگنال در طول فعالیت (MT)، بیشترین مقدار سیگنال خام در طول فعالیت (PT-raw) و میانگین سیگنال خام در طول فعالیت (MT-raw) انتخاب شد.

یافته‌ها

برای تمام فعالیت‌ها روش MVC قابلیت اطمینان بالا و کمترین خطا را نشان داد. در این روش متوسط ضریب همبستگی درون طیفاتی (ICC) و خطای استاندارد اندازه‌گیری (SEM) در فعالیت‌ها به ترتیب ۰/۷۴ و ۴/۸۰ به دست آمد. در روش MT نیز کمترین قابلیت اطمینان و بیشترین خطا مشاهده شد، به طوری که میانگین ICC و SEM در فعالیت‌ها به ترتیب ۰/۱۵ و ۸۸/۴۳ بود. اگرچه روش‌های PT، PT-raw و MT-raw قابلیت اطمینان مشابه و پایینی را نشان دادند، ولی روش PT-raw دارای SEM کمتری بود که نشان‌دهنده قابلیت اطمینان مطلق بالا می‌باشد.

نتیجه‌گیری

در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار، در صورت موجود نبودن سیگنال MVC برای افراد سالم، روش PT-raw پیشنهاد می‌شود که قابلیت اطمینان نسبتاً بهتری از سایر روش‌ها داشت.

واژگان کلیدی

الکترومیوگرافی سطحی؛ نرمالیزاسیون؛ قابلیت اطمینان؛ پله و سطح شیب‌دار

نویسنده مسئول: علیرضا هاشمی اسکویی. تبریز، شهر سهند، دانشگاه صنعتی سهند، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه مهندسی پزشکی، بیومکانیک

آدرس الکترونیکی: ali.hashemi@sut.ac.ir

مقدمه و اهداف

الکترومیوگرافی سطحی (SEMG) روشی غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت عضله‌ها است که به طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی-عضلانی از جمله در مطالعات توان‌بخشی، علم ارگونومی، علوم ورزشی و تخمین نیروها و گشتاورهای وارد بر مفاصل استفاده می‌شود. از مزایای بارز الکترومیوگرافی می‌توان به اقتصادی بودن، غیرتهاجمی بودن و استفاده‌ی آسان از آن اشاره کرد.^[1]

در کلیه این کاربردها، سیگنال‌های SEMG در دو فضای کلی فرکانسی و دامنه‌ای تحلیل می‌شود. هنگامی که این سیگنال‌ها در فضای دامنه‌ای آنالیز می‌شود، عوامل مختلفی مانند تفاوت ضخامت چربی و مقاومت الکتریکی پوست، اندازه و نیز عملکرد فیزیولوژیکی عضله‌ها باعث می‌گردد تا این سیگنال‌ها بین عضلات مختلف، بین افراد و حتی بین سیگنال‌های یک عضله در زمان‌های مختلف، مقایسه‌پذیر نباشد.^[۳،۲] برای فراهم کردن مقیاسی یکسان برای چنین مقایسه‌هایی، از نرمال کردن سیگنال EMG استفاده می‌شود.

نرمال کردن پروسه‌ای است که در آن مقادیر مطلق EMG (میلی‌ولت) جمع‌آوری شده از یک عضله در فعالیتی خاص به‌عنوان درصدی از مقادیر سیگنال EMG مرجع بیان می‌شود. در مطالعه‌های مختلف سیگنال‌های مرجع متفاوتی برای نرمال کردن استفاده شده است.^[۴-۶] یکی از روش‌های معمول برای نرمال کردن، استفاده از بیشینه دامنه سیگنال در حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک^۱ (MVC) است. اگرچه این روش به عنوان یک روش معمول و قابل اعتبار معرفی شده است^[۷]، ولی استفاده از آن در برخی از مراجع مورد نقد قرار گرفته است. یکی از ایرادات وارده به این روش از این موضوع ناشی می‌شود که در برخی از فعالیت‌های دینامیکی، نتایج حاصل بیشتر از ۱۰۰٪ می‌شود که به معنی بزرگتر بودن سیگنال به دست آمده در طول فعالیت از سیگنال MVC می‌باشد.^[۸، ۹] فراتر رفتن مقدار سیگنال الکترومیوگرافی نرمال شده از ۱۰۰٪ باعث می‌شود تا سهم فعالیت یک عضله در یک حرکت خاص، مشخص نشود. محدودیت مهم دیگر نرمال سازی به روش MVC، قابلیت اطمینان ضعیف سیگنال‌های الکترومیوگرافی در حداکثر انقباض ارادی است.^[۸، ۱۰] علاوه بر این موارد، گرفتن MVC در سالمندان و افرادی که دچار کمردرد می‌باشند، مشکل است. با توجه به این مشکلات، برخی دیگر از مطالعات پیشنهاد کرده‌اند که در فعالیت‌های دینامیکی از حداکثر دامنه سیگنال در طول فعالیت یا میانگین دامنه سیگنال در طول فعالیت به عنوان سیگنال مرجع استفاده گردد.^[۴-۶]

با وجود کاربرد وسیع نرمال کردن الکترومیوگرافی در تحقیقات بیومکانیکی، باید توجه داشت که اعتبار نتایج این مطالعه‌ها منوط به قابلیت اطمینان مناسب آنها است. قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی را می‌توان به‌عنوان شاخصی از پویایی فعالیت عضله‌ها در طول فعالیت و یا در بین داده‌برداری‌های متفاوت در نظر گرفت^[۱۱] که مقادیر ضعیف آن نشان از غیرپویا بودن مقدار عامل موردنظر در تکرارهای متفاوت و در نتیجه غیرقابل اتکا بودن آن به‌عنوان شاخصی از فعالیت عضله برای تشخیص و درمان خواهد بود. در مطالعه‌ای چهار سیگنال ثبت شده در حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک، ایزو کنیتیک^۲، استنتریک^۳ و کانسنتریک^۴ را به عنوان سیگنال مرجع در فرآیند نرمال کردن سیگنال‌های الکترومیوگرافی عضله چهارسررانی در راه رفتن معمولی به کار گرفته شد.^[۶] نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از روش ایزوکنیتیک در مطالعات آنالیز حرکت نه تنها از مقدار تغییرات نتایج نمی‌کاهد، بلکه شاخص مناسبی از میزان فعالیت عضله را نیز در حرکت ارائه نمی‌دهد. بوردن (۲۰۱۰) با مروری بر روش‌های مختلف نرمال کردن که در مطالعات الکترومیوگرافی استفاده شده بود، نتیجه گرفته است که EMG که از MVC به دست می‌آید دارای قابلیت اطمینان برابر با EMG حرکات‌های با نیروی کمتر از MVC است.^[۵]

از طرف دیگر، مطالعات نشان داده‌اند که قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی علاوه بر نوع و کارکرد عضله به نوع فعالیت نیز بستگی دارد.^[۱۲] در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح صاف، بالا و پایین رفتن از پله و سطح شیب‌دار از جمله از فعالیت‌های مهم روزانه است که توأم با بارگذاری متفاوت و بیشتری بر روی زانو‌ها است و زوایا و گشتاورهای مفصل ران، زانو و مچ پا، نیروهای عکس‌العمل زمین در حین بالا و پایین رفتن از پله و سطح شیب‌دار دچار تغییراتی می‌شود.^[۱۳] بنابراین فعالیت عضلات مورد نظر در فعالیت پیمودن پله و سطح شیب‌دار تغییر نموده و ممکن است که قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی عضلات نیز دچار تغییر گردد. بنابراین لازم است تا میزان قابلیت اطمینان آن برای عضلات مورد نظر در فعالیت پیمودن پله و سطح شیب‌دار جداگانه بررسی شود. هدف از مطالعه حاضر مقایسه میزان قابلیت اطمینان سیگنال الکترومیوگرافی عضله‌های پهن میانی، پهن جانبی، راست رانی و تیبیالیس قدامی در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار بین پنج روش نرمال کردن سیگنال است.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر ۱۴ نفر مرد سالم با بازه سنی ۲۳ تا ۲۹ سال، میانگین قد (۱/۷۳±۰/۰۹) متر و وزن (۷۳/۶۴±۱۱/۲۵) و میانگین شاخص

¹ Isometric

² Isokinetic

³ Eccentric

⁴ Concentric

توده بدن^۵ ($24/31 \pm 2/87$) شرکت نمودند. افراد مورد آزمون توسط آگهی در سطح دانشگاه صنعتی سهند از میان داوطلبان دانشجوی پسر که به صورت حرفه‌ای ورزشکار نبودند و سابقه بیماری یا ناهنجاری اسکلتی-عضلانی را نداشتند، به طور تصادفی انتخاب گردیدند و هیچ‌گونه ترتیب خاصی برای انتخاب افراد اعمال نشد. حجم نمونه با استفاده از نتایج به دست آمده از سه نفر در مطالعه مقدماتی و محاسبه میانگین و حدود خطای قابل قبول محاسبه گردید. از افراد مورد نظر خواسته شد تا بر اساس برنامه‌ریزی خود در یک ساعت مشخص برای یک آزمایش ۲ ساعته در محل آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز حاضر شوند. پس از آشنایی شرکت‌کنندگان با اهداف و مراحل تحقیق و در صورت تمایل به شرکت در مطالعه، رضایت کتبی از ایشان گرفته شد. ضمناً در طول انجام آزمایش‌ها، شرکت‌کنندگان بدون هیچ دلیلی می‌توانستند از ادامه مطالعه منصرف شوند. انجام مطالعه حاضر به تأیید کمیته تحصیلات تکمیلی دانشگاه صنعتی سهند و کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز رسیده بود.

وسایل و تجهیزات

برای ثبت EMG عضلات مورد مطالعه از سیستم دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله بایومانیاتور^۶ (مدل ME6000 ساخت شرکت بایومانیاتور کشور فنلاند) همراه با نرم‌افزار پشتیبان آن به نام Megawin 3.0.1 در دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز استفاده گردید. یک سیستم سه پله‌ای مستحکم بدون نرده با ارتفاع ثابت ۱۷ سانتی‌متر، عمق ۳۵ سانتی‌متر و پهنای ۶۰ سانتی‌متر ساخته شد. همچنین از سطح شیب‌دار دارای ارتفاع ۵۱ سانتی‌متر برابر با ارتفاع نهایی پله‌ها و زاویه شیب ۱۵ درجه برای داده‌برداری حرکت روی سطح شیب‌دار استفاده شد.

نمونه‌برداری

موهای زائد محل قرار دادن الکترودها توسط تیغ یک‌بارمصرف زوده شده و سپس با استفاده از حوله‌ی نرم محل مورد نظر مالش داده شد تا از مقاومت پوست کاسته شود. جهت تمیز کردن نهایی پوست نیز از الکل استفاده شد. الکترودهای سطحی فعال Ag/AgCl روی محل‌های آماده‌سازی شده روی عضله‌های راست رانی (رکتوس فموریس)، پهن داخلی (وستوس مدیالیس)، پهن خارجی (وستوس لترالیس) و تیبیالیس قدامی و همچنین الکترودهای زمین نیز بر روی کاندیل درشت‌نی بر اساس راهنمای مرجع^[۱۴] قرار داده شدند. سپس با استفاده از چسب جراحی محل قرارگیری کابل‌ها تثبیت شد تا از حرکت و برخورد کابل‌ها با یکدیگر و ایجاد نویز جلوگیری شود. سپس فرد در محل مورد نظر می‌ایستاد و برای آشنایی با سیستم، یک‌بار از پله و یک‌بار از سطح شیب‌دار بالا رفته و به پایین می‌آمد. برای کاهش نویزهای محیطی کلیه وسایل الکترونیکی و ارتباطی خاموش گردیدند.

در مرحله اول، هر شرکت‌کننده ابتدا از سطح شیب‌دار با پای غالب شروع به بالا رفتن می‌نمود و سپس با ۱۰ ثانیه توقف، از سطح شیب‌دار پایین می‌آمد. بالا رفتن و پایین آمدن از سطح شیب‌دار ۶ بار تکرار می‌گردید. بین هر تکرار نیز ۱ دقیقه استراحت با نشستن روی صندلی انجام می‌گرفت. چنین فرآیندی در دو مرحله دیگر برای بالا رفتن و پایین آمدن از پله‌ها ۶ بار به روش گام‌به‌گام (در هر پله، دو پا ابتدا در کنار یکدیگر ثابت شده و سپس پله بعدی طی می‌شود) و سپس ۶ بار به روش گام روی گام (در پیمودن پله‌ها، فقط یک پا در روی هر پله مسیر حرکت قرار گرفته و پای دیگر روی پله بعدی قرار می‌گیرد) تکرار شد. بین مراحل داده‌برداری نیز ۵ دقیقه استراحت در نظر گرفته شده بود.

تصویر ۱: تصویر حرکت فرد مورد مطالعه روی پله و سطح شیب‌دار



⁵ BMI

⁶ Biomonitor

بعد از جمع‌آوری داده‌ها در حرکت‌های مورد نظر، بعد از ۱۰ دقیقه استراحت، انقباض‌های ارادی بیشینه ایزومتریک (MVIC) برای عضله‌های چهارسرانی و عضله تیبیالیس قدامی به صورت جداگانه انجام شد و سیگنال الکترومیوگرافی آنها در حین انجام MVIC ثبت گردید. برای عضله‌های چهارسرانی فرد با زاویه ۹۰ درجه زانو روی صندلی دستگاه ایزو کینتیک (خاموش^۷) نشست و تنه‌ی فرد با کمربندهای دستگاه روی صندلی ثابت شد. برای جلوگیری از حرکت ساق پا، پایین ساق پای فرد به اهرم دستگاه که از قبل ثابت شده بود، متصل شد. سپس از فرد خواسته شد تا حداکثر تلاش خود را برای باز کردن زانوی خود به مدت ۵ ثانیه انجام دهد. برای انجام MVC عضله تیبیالیس قدامی از فرد خواسته شد رو تخت دراز بکشد بعد روی پا را با دست ثابت نگه داشتیم از فرد خواسته شد تا با حداکثر توان خود دورسی فلکشن مچ پا را انجام دهد و ۵ ثانیه نگه دارد. هر حرکت ۳ بار تکرار شد و در بین هر تکرار به علت حذف اثر خستگی عضله مدت ۳ دقیقه به فرد استراحت داده شد.

تحلیل داده‌ها

برای تعیین زمان شروع و پایان انقباض عضلات، ابتدا مقادیر یک بازه ۱/۵ ثانیه‌ای از سیگنال عضله هر فرد قبل از شروع به حرکت انتخاب شد و میانگین و انحراف از معیار^۸ (SD) این مقادیر محاسبه شد و سپس با استفاده از رابطه آماری زیر زمان شروع فعالیت مشخص گردید:

$$X_i > \text{Mean}_{\text{base line}} + 2.58 \times \text{SD}_{\text{base line}}$$

در این رابطه X_i مقدار دامنه سیگنال در هر لحظه است و هرگاه از مقدار سمت راست رابطه بیشتر گردد، با احتمال ۹۹٪ سیگنال ثبت شده ناشی از فعالیت عضله محسوب می‌گردد.

تحلیل سیگنال‌های الکترومیوگرافی در نرم‌افزار پشتیبان دستگاه به نام Megawin 3.0.1 شرکت بایومانیور انجام شد. بعد از اعمال فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز، مجذور میانگین مربعات (RMS) سیگنال‌ها با یک پنجره‌ی زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه‌ای با استفاده از نرم‌افزار محاسبه گردید. لازم به ذکر است که این مراحل روی داده‌های سیگنال MVIC نیز انجام شد. سپس فایل‌های اکسل مربوط به داده‌های فیلتر شده و نیز مربوط به RMSها از نرم‌افزار استخراج شد تا بتوان ادامه تحلیل‌ها را روی این فایل‌ها انجام داد.

برای انواع روش‌های نرمال کردن سیگنال‌ها از نرم‌افزار متلب استفاده گردید. به همین منظور، خط پایه سیگنال محاسبه شد، به این صورت که مقادیر یک بازه ۱/۵ ثانیه‌ای از سیگنال عضله فرد در حالت ایستاده قبل از شروع به حرکت اخذ و میانگین این مقادیر محاسبه شد و با توجه به فرمول زیر نرمال کردن سیگنال انجام گرفت.

$$\text{Normalized EMG} = \left(\frac{(\text{EMG}) - (\text{Base Line EMG})}{(\text{Reference EMG}) - (\text{Base Line EMG})} \right) \times 100$$

به این صورت که برای نرمال کردن به روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVC) مقدار حداکثر RMS سیگنال MVC عضله‌های مختلف به جای EMG مرجع در فرمول بالا قرار گرفت. برای روش‌های بیشینه مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت (Peak Task) و متوسط مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت (Mean Task)، مقدار حداکثر و میانگین RMS سیگنال در طول فعالیت عضله‌های مختلف و برای روش‌های بیشینه مقدار سیگنال خام در طول فعالیت (Raw Peak Task) و متوسط مقدار سیگنال خام در طول فعالیت (Raw Mean Task)، مقدار حداکثر و میانگین سیگنال خام در طول فعالیت مختلف عضله‌ها به جای EMG مبنای در این فرمول قرار گرفت. در نهایت الکترومیوگرافی عضله‌ها به صورت درصدی از سیگنال مرجع ارائه گردید.

مقایسه قابلیت اطمینان دامنه EMG در دو روش حرکت روی پله به صورت گام‌به‌گام و گام روی گام و مقایسه قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی در بین حرکت روی سطح شیب‌دار و پله و مقایسه‌ی میزان فعالیت عضله‌های مختلف در بهترین روش نرمال کردن بین ۶ حرکت موجود در مطالعه نیز از اهداف فرعی این پژوهش به شمار می‌آید.

تحلیل آماری

میانگین درصد فعالیت عضله‌ها در هر حرکت و در هر پنج روش نرمال کردن به‌طور جداگانه محاسبه گردید. به کمک نرم‌افزار SPSS، ضرایب همبستگی درون طبقاتی^۹ ICC(3.1) هر روش محاسبه گردید.^[۸] ICC(3.1)های کمتر از ۰/۵۰ به‌عنوان قابلیت اطمینان ضعیف، مابین ۰/۵۰ تا ۰/۶۹ به‌عنوان متوسط، ICC(3.1)های بین ۰/۷۰ تا ۰/۸۹ به‌عنوان قابلیت اطمینان بالا و بیشتر از ۰/۹۰ به‌عنوان بسیار عالی در نظر گرفته شد.^[۹]

استاندارد خطای اندازه‌گیری^{۱۰} (SEM) به عنوان شاخصی برای تشخیص قابلیت اطمینان مطلق گزارش شده است. SEM کوچک‌تر

^۷ در این مطالعه از دستگاه ایزو کینتیک صرفاً در حالت خاموش و برای نشست و تثبیت تنه و ساق با استفاده گردید.

^۸ Standard Deviation

^۹ Intraclass Correlation Coefficient

^{۱۰} Standard Error of Measurement

نشان‌دهنده‌ی قابلیت اطمینان مطلق و دقت بالاتر داده‌ها است.^[۸] در مطالعه حاضر SEM با توجه به فرمول پیشنهادشده‌ی زیر محاسبه گردید^[۸]:

$$SEM = SD_{total} \sqrt{(1 - ICC)}$$

SD_{total} انحراف معیار تمام اندازه‌گیری‌ها می‌باشد که به‌وسیله معادله زیر به دست می‌آید:

$$SD_{total} = \sqrt{(SS_{total}/n - 1)}$$

در رابطه فوق SS_{total} مجموع مربعات کل و n تعداد کل اندازه‌گیری‌ها است.

یافته‌ها

جدول ۱ نتایج ضریب همبستگی درون طبقه‌ای، $ICC(3,1)$ و جدول ۲ نتایج استاندارد خطای اندازه‌گیری (SEM) مجذور میانگین مربعات (RMS) سیگنال الکترومیوگرافی عضله‌های پهن میانی (VM)، پهن جانبی (VL)، راست رانی (RF) و تیبیالیس قدامی (TA) در روش‌های مختلف نرمال کردن در فعالیت بالا و پایین رفتن از سطح شیب‌دار و چهار فعالیت بالا و پایین رفتن از پله به صورت گام‌به‌گام (SBS) و به صورت گام روی گام (SOS) را نمایش می‌دهد.

همان‌گونه که در جدول ۱ مشاهده می‌شود، بیشترین مقدار قابلیت اطمینان در تمامی حرکت‌ها در روش نرمال کردن به ماکزیمم انقباض ارادی (MVIC) به‌دست‌آمده است. در این روش $ICC(3,1)$ به‌طور متوسط بین ۰/۶۲ در پایین آمدن از پله به صورت گام روی گام و ۰/۷۹ در پایین آمدن از سطح شیب‌دار به دست آمد. کمترین قابلیت اطمینان نیز مربوط به روش نرمال کردن به میانگین دامنه در طول حرکت (MT) بود. در این روش، $ICC(3,1)$ بین ۰/۰۸ برای بالا رفتن از پله به روش گام‌به‌گام و ۰/۳۸ برای پایین آمدن از سطح شیب‌دار به دست آمد.

جدول ۱: قابلیت اطمینان [$ICC(3,1)$] روش‌های مختلف نرمال کردن الکترومیوگرافی در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار

پایین آمدن					بالا رفتن					نوع حرکت	نوع روش نرمال کردن
نام عضله					نام عضله						
متوسط	تیبالیس قدامی	راست رانی	پهن خارجی	پهن میانی	متوسط	تیبالیس قدامی	راست رانی	پهن خارجی	پهن میانی		
۰/۷۹	۰/۷۶	۰/۷۸	۰/۸۷	۰/۷۶	۰/۷۲	۰/۶۴	۰/۵۳	۰/۸۴	۰/۸۴	سطح شیب‌دار	MVIC
۰/۳۶	۰/۴۸	۰/۳۱	۰/۴۲	۰/۲۱	۰/۲۹	۰/۰۳	۰/۱۵	۰/۴۶	۰/۵۱		PT
۰/۳۸	۰/۲۰	۰/۲۶	۰/۸۵	۰/۲۱	۰/۲۳	۰/۳۲	۰/۱۵	۰/۳۹	۰/۰۶		MT
۰/۳۵	۰/۳۷	۰/۳۳	۰/۵۴	۰/۱۸	۰/۳۲	۰/۱۶	۰/۲۸	۰/۳۷	۰/۴۵		PT-Raw
۰/۳۵	۰/۱۷	۰/۳۰	۰/۵۶	۰/۳۸	۰/۳۱	۰/۰۴	۰/۳۳	۰/۳۲	۰/۵۷		MT-Raw
۰/۷۴	۰/۵۵	۰/۷۹	۰/۸۰	۰/۷۹	۰/۷۸	۰/۷۰	۰/۸۸	۰/۷۹	۰/۷۸	پله به صورت گام به گام (SBS)	MVIC
۰/۲۲	۰/۳۶	۰/۰۲	۰/۱۶	۰/۳۴	۰/۴۳	۰/۴۷	۰/۴۷	۰/۳۵	۰/۴۰		PT
۰/۰۵	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۸	۰/۰۹	۰/۰۸	۰/۰۵	۰/۱۴	۰/۰۵	۰/۰۷		MT
۰/۳۰	۰/۵۸	۰/۱۹	۰/۲۲	۰/۳۰	۰/۳۸	۰/۳۹	۰/۲۷	۰/۳۸	۰/۴۷		PT-Raw
۰/۳۰	۰/۰۷	۰/۳۳	۰/۲۵	۰/۵۷	۰/۵۵	۰/۴۲	۰/۵۵	۰/۵۹	۰/۶۴		MT-Raw
۰/۶۲	۰/۷۰	۰/۴۷	۰/۶۶	۰/۶۸	۰/۷۷	۰/۷۷	۰/۸۱	۰/۸۳	۰/۶۶	پله به صورت گام روی گام (SOS)	MVIC
۰/۴۲	۰/۲۳	۰/۱۵	۰/۵۷	۰/۷۲	۰/۲۹	۰/۶۰	۰/۰۳	۰/۲۶	۰/۲۹		PT
۰/۱۶	۰/۵۰	۰/۰۵	۰/۰۸	۰/۰۱	۰/۰۹	۰/۰۳	۰/۱۵	۰/۰۶	۰/۱۳		MT
۰/۴۷	۰/۳۲	۰/۳۶	۰/۶۳	۰/۵۹	۰/۳۰	۰/۵۹	۰/۰۴	۰/۳۱	۰/۲۵		PT-Raw
۰/۴۸	۰/۴۹	۰/۳۱	۰/۵۳	۰/۶۰	۰/۳۷	۰/۴۹	۰/۲۱	۰/۵۰	۰/۲۵		MT-Raw

MVIC: حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک، PT: بیشینه مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت، MT: متوسط مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت، PT-Raw: بیشینه مقدار سیگنال خام در طول فعالیت، MT-Raw: متوسط مقدار سیگنال خام در طول فعالیت
همان گونه که در جدول ۲ ملاحظه می‌شود، نتایج به دست آمده برای استاندارد خطای اندازه‌گیری (SEM) نیز بهترین قابلیت اطمینان را برای روش MVIC نشان می‌دهد. در این روش SEM کمترین مقادیر را به طور متوسط در بین روش‌های نرمال کردن دارا است. پس از آن، روش نرمال کردن PT-Raw کمترین مقدار SEM که بیان‌کننده‌ی بیشترین مقدار قابلیت اطمینان مطلق است را نشان می‌دهد.

جدول ۲: خطای استاندارد اندازه‌گیری [SEM] روش‌های مختلف نرمال کردن الکترومیوگرافی عضله‌ها در حرکت روی پله و سطح شیب‌دار

پایین آمدن					بالا رفتن					نوع روش نرمال کردن	نوع حرکت
نام عضله					نام عضله						
متوسط	تیبالیس	راست	پهن	پهن	متوسط	تیبالیس	راست	پهن	پهن		
	قدامی	رانی	خارجی	میانی		قدامی	رانی	خارجی	میانی		
۴/۲۵	۵/۷۳	۲/۹۳	۳/۷۷	۴/۵۹	۵/۱۸	۹/۵۴	۳/۶۵	۴/۱۵	۳/۳۷	سطح شیب‌دار	MVIC
۱۸/۵۷	۱۵/۰۳	۲۰/۰۸	۱۸/۹۴	۲۰/۲۵	۱۷/۴۹	۲۳/۳۲	۲۰/۱۷	۱۵/۳۱	۱۱/۱۶		PT
۷۳/۶۸	۸۷/۷۱	۸۳/۷۰	۳۶/۲۵	۸۷/۰۷	۸۴/۵۷	۸۰/۸۱	۸۸/۵۵	۷۴/۹۹	۹۳/۹۲		MT
۶/۵۲	۵/۵۵	۶/۸۲	۶/۱۱	۷/۵۷	۶/۰۸	۶/۹۰	۶/۵۶	۶/۳۳	۴/۵۴		PT-Raw
۶۲/۰۷	۷۴/۱۳	۶۰/۴۵	۵۲/۳۰	۶۱/۴۰	۶۵/۷۶	۹۳/۹۲	۵۵/۶۲	۶۵/۰۶	۴۸/۴۳		MT-Raw
۲/۸۸	۴/۳۳	۲/۱۸	۳/۰۴	۱/۹۹	۶/۰۵	۷/۹۹	۲/۸۵	۷/۱۷	۶/۲۰	پله به صورت گام به گام (SBS)	MVIC
۲۰/۹۸	۱۳/۵۶	۲۵/۱۱	۲۵/۵۱	۱۹/۷۴	۱۴/۳۸	۱۷/۳۹	۱۴/۸۶	۱۳/۱۹	۱۲/۰۸		PT
۹۷/۱۸	۹۷/۸۲	۹۷/۸۷	۱۰۰/۵۰	۹۲/۵۳	۹۴/۹۰	۹۴/۹۶	۹۱/۳۹	۹۹/۴۲	۹۳/۹۱		MT
۶/۸۱	۳/۴۴	۸/۴۵	۸/۱۹	۷/۱۶	۵/۴۸	۵/۵۶	۶/۶۲	۵/۲۵	۴/۵۱		PT-Raw
۵۵/۶۴	۶۲/۵۸	۵۱/۶۹	۶۶/۴۴	۴۱/۸۴	۵۰/۵۲	۶۲/۹۶	۴۷/۴۴	۴۷/۷۲	۴۳/۹۶		MT-Raw
۴/۷۵	۴/۹۵	۴/۷۰	۵/۱۳	۴/۲۱	۵/۷۶	۶/۸۲	۳/۲۰	۵/۷۴	۷/۲۷	پله به صورت گام روی گام (SOS)	MVIC
۱۵/۶۸	۱۶/۴۰	۲۲/۲۸	۱۴/۴۳	۹/۶۰	۱۵/۰۸	۱۵/۱۲	۱۹/۲۳	۱۳/۸۴	۱۲/۱۱		PT
۸۷/۶۶	۶۷/۵۰	۹۶/۰۶	۹۱/۸۴	۹۵/۳۳	۹۲/۵۹	۹۸/۵۲	۸۹/۸۶	۹۲/۵۶	۸۹/۴۳		MT
۵/۱۱	۴/۷۷	۶/۷۲	۴/۶۶	۴/۲۷	۵/۵۸	۴/۶۸	۷/۲۶	۵/۴۱	۴/۹۷		PT-Raw
۵۲/۷۱	۵۶/۶۸	۵۶/۸۶	۵۴/۱۷	۴۲/۹۵	۶۰/۹۰	۶۱/۷۷	۶۴/۵۲	۵۳/۹۹	۶۳/۳۱		MT-Raw

MVIC: حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک، PT: بیشینه مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت، MT: متوسط مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت، PT-Raw: بیشینه مقدار سیگنال خام در طول فعالیت، MT-Raw: متوسط مقدار سیگنال خام در طول فعالیت

بحث

هدف کلی مطالعه حاضر مقایسه قابلیت اطمینان نسبی و مطلق الکترومیوگرافی چهار عضله ران و ساق پا در پنج روش نرمال کردن سیگنال، هنگام حرکت روی پله و سطح شیب دار بود. با نگاهی کلی به نتایج حاصل می‌توان مشاهده کرد که قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی هنگام نرمال کردن به سیگنال ماکزیمم انقباض ارادی (MVC)، از قابلیت اطمینان به دست آمده برای سیگنال‌های نرمال شده به روش‌های دیگر بهتر است. از طرف دیگر، هنگام استفاده از متوسط مقدار سیگنال در طول فعالیت (MT) برای نرمال کردن، کمترین قابلیت اطمینان به دست آمد.

در مطالعه حاضر، نرمال کردن به سیگنال MVC که روش متداول استفاده شده در بسیاری از مطالعه‌ها است، در کنار چهار روش نرمال کردن دیگر مورد بررسی قرار گرفت. مزیت این سیگنال‌های مرجع به مراجع استفاده شده در مطالعه‌های قبلی این بود که این مقادیر از الکترومیوگرافی عضله‌ها که در طول حرکت گرفته شده بود، استخراج گردید و نیازی به گرفتن EMG در حرکتی اضافی نبود. از طرف دیگر، این اولین مطالعه‌ای است که قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی در روش‌های نرمال کردن به سیگنال‌های گرفته شده در فعالیت‌های ایزومتریک و دینامیک با هم مقایسه می‌شوند. بر خلاف روش MVC، سیگنال‌های مرجع برای نرمال کردن در سایر روش‌ها در فعالیت دینامیکی ثبت گردید.

استفاده از سیگنال استاتیکی MVC برای نرمال کردن سیگنال فعالیت دینامیکی مورد سوال برخی مطالعات قرار گرفته است.^[۸ و ۹ و ۱۰] بر

اساس یافته‌های مطالعه حاضر، قابلیت اطمینان نسبی و مطلق الکترومیوگرافی عضله‌ها در روش MVC نسبت به روش‌های نرمال کردن دینامیکی با تفاوت قابل ملاحظه بهتر بود. این نتیجه با یافته‌های بوردن و همکاران (۱۹۹۹) که تغییرپذیری بین تکرارها (قابلیت اطمینان) برای الکترومیوگرافی برخی عضلات اندام تحتانی را در راه رفتن روی زمین بین روش نرمال کردن MVC و نیروی ایزو متریک بررسی نموده‌اند، مطابقت دارد.^[۵] بنابراین هنگامی که قابلیت اطمینان سیگنال‌های الکترومیوگرافی یعنی پویایی آنها در ثبت‌های تکراری مورد نظر باشد، نرمال کردن به روش MVC بهترین روش محسوب می‌گردد. مشکلات دیگری برای استفاده از روش MVC برای نرمال کردن مانند فراتر رفتن دامنه سیگنال در طول حرکت دینامیکی از مقدار دامنه در MVC و نیز مشکل گرفتن MVC واقعی به ویژه در سالمندان و افراد با مشکل درد کمر در مطالعات گذشته ذکر شده است.^[۸، ۹] مقدار دامنه سیگنال‌ها در روش‌های مختلف نرمال کردن و نیز مقدار قابلیت اطمینان سیگنال MVC به تنهایی در مطالعه حاضر بررسی نشده است. بنابراین نمی‌توان در خصوص تغییرات دامنه سیگنال و یا قابلیت اطمینان سیگنال‌های مرجع نتیجه‌گیری نمود.

در تحقیق حاضر، سیگنال حاصل در چهار روش دینامیکی نیز به عنوان سیگنال‌های مرجع در نرمال کردن الکترومیوگرافی مورد استفاده قرار گرفت. در مطالعه انجام‌شده توسط بوردن و بارتلت (۱۹۹۹)، دو روش نرمال کردن به بیشینه مقدار^{۱۱} RMS سیگنال در طول فعالیت (PT) و متوسط مقدار RMS سیگنال در طول فعالیت (MT) در عضله‌های دوسر بازویی در حرکت فلکشن آرنج در کنار نرمال کردن به سیگنال به‌دست‌آمده در MVC مورد بررسی قرار گرفت که نتایج به‌دست‌آمده، نشان‌دهنده قابلیت اطمینان کمتر روش‌های فوق نسبت به روش MVC بود.^[۵] به طور مشابه، در مطالعه دیگری^[۱۵] روش MVC قابلیت اطمینان بهتری را برای RMS عضله گلتوس میانی نسبت به روش‌های PT و MT نشان داد. در مطالعه حاضر نیز روش MVC نسبت به سایر روش‌ها قابلیت اطمینان بهتری را نشان داد که با نتایج مطالعات قبلی^[۱۶-۱۸] همخوانی دارد. در تحقیق حاضر علاوه بر دو روش استفاده‌شده در مطالعه بوردن و بارتلت^[۵] مقادیر ماکزیموم سیگنال خام (PT-raw) و میانگین سیگنال خام (MT-raw) نیز به عنوان مقادیر مرجع در نظر گرفته شد. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که روش MT کمترین قابلیت اطمینان را بین فعالیت‌ها و عضله‌ها داشت. نتایج مطالعه حاضر را می‌توان با نتایج بین سه روش PT، PT-raw و MT-raw مقایسه کرد، تفاوت‌چندانی در قابلیت اطمینان نسبی وجود نداشت و هر سه روش قابلیت اطمینان متوسطی را از خود نشان دادند. یافته‌های این مطالعه با نتیجه به‌دست‌آمده در مطالعه Benoit و همکاران (۲۰۰۳) دارای اختلافاتی است. در آن مطالعه^[۱۹]، تغییرات الکترومیوگرافی عضلات چهارسرانی بین افراد هنگام راه رفتن در سه روش نرمال کردن MVC و PT و MT مقایسه گردید که نتایج هر سه روش با هم مشابه بود.

نتایج میانگین استاندارد خطای اندازه‌گیری (SEM) روش‌های مختلف نرمال کردن در بین فعالیت‌ها نیز نشان داد که قابلیت اطمینان مطلق روش MVIC بالاتر از سایر روش‌ها بود. با این وجود، قابلیت اطمینان مطلق روش PT-raw مقادیر مطلوب و نزدیک به روش MVIC را از خود نشان داد و می‌توان گفت که این روش نیز قابلیت اطمینان مطلق بالایی را داشت و تفاوت‌چندانی بین قابلیت اطمینان مطلق روش PT-raw و روش MVIC وجود نداشت. بنابراین می‌توان روش PT-raw را جایگزین مناسبی برای روش MVC در نظر گرفت. مزیت این روش این است که نیازی به انجام ماکزیموم انقباض ارادی وجود ندارد و مقدار مرجع از سیگنال جمع‌آوری شده در طول حرکت دینامیکی استخراج می‌شود. همچنین مقدار ماکزیموم سیگنال خام در طول حرکت نیازی به آنالیز سیگنال نداشته و به راحتی قابل حصول است. از طرفی‌های آنالیزشده مانند RMS از مقدار ماکزیموم سیگنال خام در طول حرکت کمتر خواهند بود و به نظر می‌رسد که مشکل نتایج بزرگتر از ۱۰۰٪ نیز در این روش وجود نخواهد داشت.

در پژوهش حاضر، جداسازی EMG‌های حاصل از گام‌های حفظ تعادل و پیش‌راننده و مقایسه آنها با هم انجام نشده است، لذا پیشنهاد می‌شود این جداسازی انجام و آنالیزها بر روی فعالیت EMG گام‌ها به‌صورت جداگانه انجام شود. همچنین، با توجه به نقش ارتفاع پله در حفظ کنترل افراد روی پله، لازم است مطالعه با انتخاب ارتفاع‌ها و ابعاد مختلف پله نیز تکرار گردد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی می‌توان گفت نرمال کردن سیگنال به روش MVIC بیشترین قابلیت اطمینان را در بین دیگر روش‌ها در عضله‌های ران در فعالیت‌های حرکت روی پله و سطح شیب‌دار داراست. این نتیجه بر روی افراد سالم صادق است و برای افراد با بیماری‌های اسکلتی-عضلانی ناحیه پایین‌تنه نمی‌توان به این موضوع اشاره کرد، چرا که انجام حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک برای این افراد مشکل است. روش حداکثر سیگنال خام در طول فعالیت (PT-raw) نیز قابلیت اطمینان مناسبی را نشان داد، بنابراین این روش را می‌توان جایگزین مطمئنی برای روش MVIC در نظر گرفت.

¹¹ Root Mean Square

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان نامه کارشناسی ارشد آقای سید محمد سادات خراسانی، به راهنمایی آقای دکتر علیرضا هاشمی اسکویی و مشاوره خانم دکتر فریبا قادری می باشد. داده های این پایان نامه در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز جمع آوری شده است که بدین وسیله از مساعدت های آن دانشکده که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می گردد.

منابع

1. Konrad P. The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1:30-5.
2. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997;13:135-63.
3. Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MABM, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*. 2013;13(9):12431-66.
4. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(6):1023-35.
5. Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical engineering & physics*. 1999;21(4):247-57.
6. Halaki, Mark, and Karen Ginn. "Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?." *CURRENT APPLICATIONS AND FUTURE CHALLENGES* (2012): 175.
7. Merletti R, Wallinga W, Hermens HJ, Freriks B. Guidelines for reporting SEMG data. In: Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg G, editors. *European recommendations for surface electromyography: results of SENIAM project*. Enschede: Rossingh Research and Development; 1999. P 103-105
8. Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* 2000; 20:108-17
9. Winter D, EMG interpretation. In: Kumar S, Mital A, editors. *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis; 1996. P 109-25
10. Perry J. *Gait Analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK; 1992.
11. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(1):231-40.
12. Oskouei AH, Paulin MG, Carman AB. Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(1):216-22.
13. Nagata H. Analysis of fatal falls on the same level or on stairs/steps. *Safety science*. 1991;14(3):213-22.
14. Scott A. Falls on stairways: literature review: Health and Safety Laboratory; 2005.
15. Shekelle PG, Morton S, Chang JT, Mojica W, Maglione M, Suttrop M. Falls prevention interventions in the medicare population. Baltimore, MD: US Department of Health and Human Services. Health Care Financing Administration. In preparation.[Rec#: 5113]. 2003.
16. Biomonitor. Available: <http://www.megaemg.com>
17. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Introduction to Surface Electromyography*. Aspen Publishers Inc.; Gaithersburg, Maryland, 1998.
18. Bolgla MJ, Uhl TL. Reliability of electromyography normalization methods for evaluating of the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007;17: 102-111
19. Benoit DL, Lamontagne M, Cerulli G, Liti A. The clinical significance of electromyography normalization techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait & Posture* 2003; 18: 56-63