(مقالهٔ پژوهشی)

قابلیت اطمینان پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی در حرکت روی پله و سطح شیبدار

سعید ناصری برنج‌آباد[1]، علیرضا هاشمی اسکویی[2*]، هانیه نیرومند اسکویی[3]، سید امیرحسین امامیان شیرازی[4]، میر علی اعتراف اسکویی[5]

۱-کارشناس ارشد مهندسی پزشکی-بیومکانیک.
۲-استادیار گروه بیومکانیک.
۳-دانشیار گروه بیومکانیک.
۴-دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی-بیومکانیک.
۵-استاد گروه فیزیوتراپی.

۱و۲و۳و۴-گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.
۵-گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات طب فیزیکی و توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، ایران.

*نویسندهٔ مسؤول:
علیرضا هاشمی اسکویی؛ گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.
تلفن: ۰۴۱۳۳۴۵۹۴۶۶
Email: ali.hashemi@sut.ac.ir

چکیده

زمینه و هدف: استفاده از این پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی مستلزم آگاهی از میزان قابلیت اطمینان آن‌ها می‌باشد. هدف این پژوهش، محاسبه و مقایسه قابلیت اطمینان چهار پارامتر رایج در تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی اندام تحتانی، هنگام حرکت روی پله و سطح شیبدار است.

روش بررسی: ۱۴ نفر مرد جوان سالم، ۵ نوبت با فاصله زمانی ۱ دقیقه از پله و سطح شیبدار با سرعت معمولی بالا رفتند و هربار پس از ۳۰ ثانیه استراحت پایین آمدند. سیگنال الکترومایوگرافی عضله‌های راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی و درشت‌نی قدامی ثبت شد. در حوزه زمان، انتگرال سیگنال الکترومایوگرافی (IEMG) و مجذور میانگین مربعات (RMS) و در حوزه فرکانس، میانه فرکانس توان (MPF) و فرکانس میانه (MF) بدست آمد. ضرایب همبستگی درون طبقه‌ای (ICC) و خطای استاندارد اندازه‌گیری (SEM) پارامترهای فوق محاسبه شد.

یافته‌ها: به طور کلی میانگین قابلیت اطمینان نسبی و قابلیت اطمینان مطلق نرمال شده پارامتر های دامنه ای بالاتر از پارامترهای فرکانسی بود. در حرکت بالا رفتن، قابلیت اطمینان نسبی و قابلیت اطمینان مطلق نرمال شده بیشتر از پایین آمدن است. در بین قابلیت اطمینان عامل های دامنه ای IEMG و RMS و نیز بینقابلیت اطمینان پارامترهای فرکانسی MPF و MF تفاوت کلی دیده نشد.

نتیجه‌گیری: تفاوت قابلیت اطمینان پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی در شرایط مختلف حرکتی ضرورت دانستن قابلیت اطمینان این پارامترها را در پژوهش‌های علمی نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی سطحی، قابلیت اطمینان، پله، سطح شیبدار، اندام تحتانی.

دریافت مقاله: ۱۳۹۵/۱۱/۱ **دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده:** ۱۳۹۶/۳/۱۰ **اعلام قبولی:** ۱۳۹۶/۴/۷

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

الکترومایوگرافی سطحی (SEMG) (Surface electromyography) روشی غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت عضله است(۱). ثبت فعالیت الکتریکی عضله و تحلیل این سیگنال به طور گسترده در بیومکانیک اسکلتی- عضلانی جهت تحلیل سینتیکی مانند تخمین نیروی عضلات، و همچنین برای ارزیابی فیزیولوژیکی عضله مانند محاسبه مدت انقباض و زمان پاسخ به تحریک استفاده می‌شود(۲).

در مطالعه‌های مختلف، چندین پارامتر متفاوت از سیگنال الکترومایوگرافی استخراج شده و مورد استفاده قرار گرفته‌اند(۱، ۳، ۴، ۵، ۶).برای تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی، روش‌های مختلفی وجود دارد که میتوان آنها را در دو بخش دامنه ای- زمانی و فرکانسی تقسیم بندی کرد. متداول‌ترین پارامترهای ارزیابی دامنه‌ای-زمانی عبارتند از: انتگرال سیگنال الکترومایوگرافی (IEMG) (Integrated electromyography) و مجذور میانگین مربعات (RMS)(Root mean square)؛ دو مورد از متداول‌ترین پارامترهای فرکانسی نیز میانه فرکانس توان (MPF) (Median power frequency) و فرکانس میانه (MF) (Median frequency) است(۷). هر کدام از این روشها کاربرد متفاوتی در تحلیل عملکرد عضله دارند. از IEMG برای تعیین توان مصرفی عضله و شروع زمان فعالیت عضله استفاده می‌شود. علاوه بر آن، RMS شاخص مناسبی برای بیان فعالیت عضله می‌باشد. از پارامترهای فرکانسی می‌توان اطلاعات فیزیولوژیک عضله مانند سرعت هدایت فیبر عضلانی و نرخ تحریک واحد حرکتی را استخراج نمود. همچنین اطلاعات غیرفیزیولوژیکی مانند شناسایی نویزهای الکتریکی در سیگنال ثبت شده نیز از عامل‌های فرکانسی قابل دریافت است(۷). ولی آنچه که قبل از کاربرد آنها اهمیت دارد، آگاهی از میزان قابلیت اطمینان و دقت آنها است. همچنین، مطالعات گذشته نشان داده اند که قابلیت اطمینان نتایج حاصل از هر کدام از این روش‌ها می‌تواند از حرکتی به حرکت دیگر و یا از عضله‌ای به عضله دیگر تغییر نماید(۱و۶). بنابراین لازم است برای هر حرکت و عضله‌ای، قابلیت اطمینان الکترومیوگرافی بررسی گردد.

مفصل زانو به عنوان یکی از مهم‌ترین مفاصل لولایی در بدن انسان، بار زیادی را طی فعالیت‌های روزمره تحمل می‌کند. بنابراین، مفصل زانو در اندام تحتانی یکی از مفاصلی است که در معرض بیماری‌های مفصلی قرار دارد. در مقایسه با راه رفتن بر روی سطوح صاف، بالا و پایین رفتن از پله و سطح شیبدار از جمله فعالیت‌های روزانه است که توأم با بارگذاری بیشتری بر روی زانوها است. زوایای حرکت و گشتاورهای مفصل ران، زانو و مچ پا و نیروهای عکس‌العمل زمین در حین بالا و پایین رفتن از پله و سطح شیب‌دار دچار تغییرهایی می‌شود.

هدف از این مطالعه سنجش و مقایسه قابلیت اطمینان پارامترهای IEMG، RMS، MPF و MF در تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی سطحی ثبت شده از عضله‌های راست رانی (Rectus Femoris)، پهن داخلی (Vastus Medialis)، پهن‌خارجی (Vastus Lateralis) و درشت‌نی قدامی(Tibialis Anterior)، در حین بالا رفتن و پایین آمدن از پله و سطح شیبدار است.

روش بررسی

شرکت کنندگان

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

Archive of SID

www.SID.ir

(۲/۸۷ ± ۲۴/ ۳۱) 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 موردنظر 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 این مطالعه به تائید کمیته تحصیلات تکمیلی دانشگاه صنعتی سهند و کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز رسیده بود.

وسایل و تجهیزات

برای ثبت سیگنال الکترومایوگرافی عضلات مورد مطالعه از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله ME6000 Biomonitor همراه با نرم افزار پشتیبان آن با نام Megawin 3.0.1 ساخت شرکت بایومانیتور کشور فنلاند(۲۰) در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز استفاده شد. سیستم پله شامل سه پله‌ی مستحکم بدون نرده، طوری طراحی و ساخته شد که بلندی هر پله ۱۷ سانتی‌متر، پهنای هر پله ۳۵ سانتی‌متر و طول هر پله ۶۰ سانتی‌متر باشد. همچنین از سطح شیبدار به ارتفاع ۵۱ سانتی‌متر برابر با ارتفاع نهایی پله-ها و زاویه شیب ۱۵ درجه برای داده‌برداری حرکت روی سطح شیبدار استفاده شد (۲۱).

مراحل انجام آزمایش‌ها و جمع آوری داده

انجام آزمون‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز و در دمای اتاق (حدوداً ۲۵ درجه سانتی‌گراد) انجام شده است. ابتدا هر شرکت کننده در رختکن اقدام به تعویض لباس نمود و لباس تهیه شده جهت انجام آزمایش را پوشید. ضمن توضیح کامل به صورت عملی، مراحل انجام آزمایش‌ها به هر شرکت‌کننده نشان داده شد. جهت آشنایی شرکت‌کننده و ایجاد تطابق با محیط، حرکت بالا رفتن و پایین آمدن از پله و سطح شیبدار مطابق توضیحات ارائه شده بدون اتصال الکترودها توسط فرد انجام شد.

ابتدا محل بالک عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی و درشت‌نی قدامی، بر اساس راهنمای مرجع(اطلس عمومی الکترومایوگرافی سطحی) مشخص شد(۲۲). موهای زائد محل قرار دادن الکترودها توسط تیغ یک‌بارمصرف زدوده شده و سپس با استفاده از حوله‌ی نرم محل موردنظر مالش داده شد تا از مقاومت پوست کاسته شود. جهت تمیز کردن نهایی پوست نیز از الکل استفاده شد. الکترودهای سطحی Ag/AgCl با روش دوقطبی به شرح زیر در محل های تعیین شده قرار گرفتند: یک جفت الکترود با فاصله مرکز به مرکز ۲/۵ سانتی‌متر، در روی پوست و با محور الکترود به الکترود موازی فیبرعضلانی درروی بالک هر عضله و یک الکترود زمین بر روی کندیل درشت نی قرار داده شدند (۲۲).

سپس با استفاده از چسب جراحی، محل قرارگیری الکترود و کابل‌ها تثبیت شد تا از حرکت و برخورد کابل‌ها با یکدیگر و ایجاد نویز جلوگیری شود. سپس جهت حداقل کردن تغییرات حرکتی نسبت به حالتی که الکترودها متصل نشده بودند، فرد در محل مورد نظر ایستاد و به صورت تمرینی، یک بار از پله‌ها و سطح شیبدار بالا رفت. برای کاهش نویزهای محیطی،

Archive of SID

www.SID.ir

تمامی وسایل الکترونیکی و ارتباطی خاموش گردیدند. برای اطمینان از جایگذاری صحیح الکترودها و دریافت سیگنال مناسب، قبل از داده‌برداری در حرکت پله و سطح شیبدار، از فرد خواسته شد که روی صندلی بنشیند تا ثبت سیگنال در حالت استراحت عضلات انجام شود. سپس از فرد خواسته شد که حرکت اکستنشن و فلکشن زانو را انجام دهد تا بازه فعال و غیرفعال بودن سیگنال در هر دو حالت بررسی شود.

در مرحله اول، هر شرکت کننده ابتدا با فاصله ۳۰ سانتی‌متری پشت سیستم پله قرار می‌گرفت و با پای غالب بر اساس الگوی گام روی گام (SOS)(Step over step) شروع به بالا رفتن می‌نمود. شرکت کننده در بالای پله سوم می‌ایستاد و پس از ۳۰ ثانیه مکث از پله پایین می‌آمد. این مرحله برای هر نفر ۵ بار تکرار شد که برای جلوگیری از تأثیر خستگی روی عضلات بین تکرارها یک دقیقه استراحت لحاظ گردید. پس از ۱۰ دقیقه استراحت، در مرحله دوم، شرکت کننده با سرعت و حالت عادی از سطح شیبدار بالا می‌رفت و پس از ۳۰ ثانیه مکث پایین می‌آمد. این مرحله نیز مانند مرحله اول با فاصله استراحت ۱ دقیقه برای هر نفر ۵ بار تکرار شد. در هر دو مرحله، سیگنال الکترومایوگرافی عضله‌ها در هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله و سطح شیبدار با نرخ ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید.

در مرحله آخر سیگنال الکترومایوگرافی هر عضله پس از ۱۰ دقیقه استراحت، هنگام انقباض ارادی بیشینه (MVC) ثبت گردید. هراندازه گیری نیز ۳ بار تکرار شد و بین هر حرکت برای جلوگیری از خستگی عضله به افراد ۵ دقیقه استراحت داده شد.

تحلیل داده‌ها

جهت حذف نویزهای ناشی از برق شهری، فیلتر Notch 50_{HZ} و برای حذف آرتیفکت‌های حرکتی و نویز محیط اطراف، فیلتر میان‌گذر (۱۰ تا ۵۰۰ هرتز) بر سیگنال ثبت‌شده اعمال شد (۶). برای تحلیل دامنه‌ای، پارامترهای RMS و IEMG با پنجره زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه از روی سیگنال فیلتر شده به دست آمدند(۱۴). خط پایه سیگنال الکترومایوگرافی با محاسبه میانگین سیگنال در ۱/۵ ثانیه در حالت ایستاده قبل از شروع حرکت بدست آمد. نرمال کردن سیگنال با تقسیم تفاضل بین داده‌های آزمایش و خط پایه بر تفاضل بین سیگنال مربوط به انقباض ارادی بیشینه و خط پایه انجام گرفت (رابطه ۱).

$$\text{Normalized EMG} = \left(\frac{(\text{EMG}) - (\text{baseline EMG})}{(\text{MVC}) - (\text{baseline EMG})}\right) \times 100$$

(رابطه ۱)

برای تعیین زمان شروع انقباض عضله، میانگین و انحراف معیار سیگنال در یک بازه‌ی ۱/۵ ثانیه‌ای از حالت ایستاده قبل از شروع حرکت محاسبه شد. با احتمال ۹۹٪ لحظه شروع فعالیت عضله نقطه‌ای است که مقدار سیگنال بیشتر از $(\text{Mean} + 2.58 \times \text{SD})$ شود. سپس برای تحلیل فرکانسی سیگنال، با استفاده از نرم‌افزار Megawin Average Spectrum پارامترهای MPF و MF محاسبه شدند.

ضرایب همبستگی درون طبقه‌ای (ICC) وخطای استاندارد اندازه‌گیری (SEM) مطلق و نرمال شده برای هر پارامتر سیگنال الکترومایوگرافی به تفکیک برای هر عضله محاسبه شد. خطای استاندارد اندازه‌گیری مطلق، شاخصی برای تشخیص قابلیت اطمینان مطلق است (۱، ۳، ۶ و ۲۳). مطابق رابطه ۲، مقدار خطای استاندارد اندازه‌گیری از ضرب انحراف معیار داده‌ها در جذر تفاضل عدد ۱ و ضریب همبستگی درون طبقه‌ای محاسبه می‌شود (۲۳).

$$\text{SEM} = \text{SD}_{\text{TOTAL}}\sqrt{(1 - \text{ICC})} \quad \text{(رابطه ۲)}$$

مقدار خطای استاندارد اندازه‌گیری نرمال شده با تقسیم کردن

Archive of SID

www.SID.ir

مقدار SEM بر میانگین EMG محاسبه شد. برای این مطالعه، ضرایب همبستگی درون طبقه ای (ICC) کمتر از ۰/۵۰ ضعیف، بین ۰/۵۰ تا ۰/۶۹ متوسط، بین ۰/۷۰ تا ۰/۸۹ خوب و بیشتر از ۰/۹۰ عالی توصیف می‌شوند (۱).

یافته‌ها

جدول ۱ نتایج ضریب همبستگی درون طبقه‌ای و جدول ۲ نتایج خطای استاندارد اندازه گیری مطلق و نرمال شده را برای هر پارامتر سیگنال الکترومایوگرافی به تفکیک عضله و در هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله و سطح شیبدار نشان می‌دهد.

همان‌گونه که در جدول ۱ مشاهده می‌شود، در بالا رفتن و پایین آمدن از پله بیشترین قابلیت اطمینان در پارامتر های دامنه ای بدست آمده است. برای این پارامتر ها، مقدار ICC هنگام بالارفتن از پله به طور متوسط ۰/۶۹ و هنگام پایین آمدن از پله به طور متوسط حدود ۰/۶۰ بوده است. در حرکت روی پله، کم‌ترین قابلیت اطمینان نیز مربوط به پارامتر MF می‌باشد. در حرکت روی پله به جز پارامتر MF که قابلیت اطمینان ضعیف دارد، سایر پارامترها قابلیت اطمینان متوسط دارند.

در حرکت روی سطح شیبدار، قابلیت اطمینان پارامترهای EMG بین بالا رفتن و پایین آمدن تفاوت دارد. در هنگام بالا رفتن از سطح شیبدار، پارامتر MF بیشترین قابلیت اطمینان را دارد (ICC =۰/۷۱) در حالی که در مورد پایین آمدن از سطح شیبدار پارامتر IEMG بیشترین قابلیت اطمینان را دارد (ICC= ۰/۷۴). به طور متوسط بیشترین قابلیت اطمینان مربوط به پارامتر IEMG در پایین آمدن از سطح شیبدار است (ICC = ۰/۷۴).

همان‌گونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، در بالا رفتن و پایین آمدن از پله کم‌ترین خطای استاندارد نرمال شده مربوط به پارامتر IEMG است (به طور متوسط هنگام بالا رفتن از پله ۰۵۸/۸۹٪ و در زمان پایین آمدن از پله ۶۸/۷۲ ٪). در حرکت روی پله، بیشترین مقدار خطای استاندارد نرمال شده نیز برای پارامتر MF محاسبه شده است. همچنین، به طور متوسط کمترین مقدار خطای استاندارد نرمال شده مربوط به عضله پهن داخلی و بیشترین مقدار، مربوط به عضله راست رانی می‌باشد.

هنگام بالا رفتن از سطح شیبدار ، پارامتر MF کم‌ترین خطای نرمال شده را دارد (%Normalized SEM= ۵۵/۰۷). در زمان پایین آمدن از سطح شیبدار پارامتر RMS کم‌ترین خطای نرمال شده را دارد(%Normalized SEM = ۵۶/۵۴).

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱: قابلیت اطمینان (ICC) پارامترهای مختلف سیگنال الکترومایوگرافی در حرکت روی پله و سطح شیبدار

نوع حرکت		بالا رفتن					پایین آمدن				
		نام عضله					نام عضله				
پارامتر EMG		رکتوس فموریس	واستوس مدیالیس	واستوس لترالیس	تیبیالس قدامی	متوسط چهار عضله	رکتوس فموریس	واستوس مدیالیس	واستوس لترالیس	تیبیالس قدامی	متوسط چهار عضله
IEMG	پله	۰.۵۴	۰,۸۰	۰,۷۴	۰,۶۶	۰.۶۹	۰.۵۴	۰.۸۴	۰.۷۳	۰.۳۵	۰.۶۲
RMS		۰.۶۳	۰.۷۴	۰,۷۷	۰,۶۲	۰.۶۹	۰.۴۴	۰,۸۴	۰,۷۰	۰,۴۳	۰,۶۰
MPF		۰.۵۰	۰.۸۲	۰,۴۲	۰,۵۹	۰.۵۸	۰,۴۲	۰,۵۲	۰,۵۹	۰,۵۸	۰,۵۳
MF		۰,۴۹	۰,۵۴	۰,۲۶	۰,۵۲	۰,۴۵	۰,۳۷	۰,۳۳	۰,۵۷	۰,۶۷	۰,۴۹
IEMG	سطح شیبدار	۰,۴۰	۰,۸۸	۰.۸۷	۰,۵۵	۰,۶۸	۰,۶۱	۰,۷۸	۰,۸۳	۰,۷۴	۰,۷۴
RMS		۰,۴۵	۰,۸۷	۰.۷۹	۰,۵۲	۰,۶۶	۰,۵۲	۰,۸۱	۰,۸۰	۰,۷۳	۰,۷۲
MPF		۰,۷۶	۰,۵۹	۰.۶۸	۰,۷۵	۰,۷۰	۰,۷۵	۰,۴۸	۰,۲۵	۰,۶۷	۰,۵۴
MF		۰,۷۵	۰,۷۲	۰.۶۵	۰,۷۳	۰,۷۱	۰,۷۵	۰,۶۳	۰,۴۶	۰,۷۹	۰,۶۶

IEMG: انتگرال سیگنال الکترومایوگرافی؛ RMS: مجذور میانگین مربعات؛ MPF: میانه فرکانس توان؛ MF: فرکانس میانه.

جدول ۲: درصد خطای استاندارد اندازه‌گیری نرمال شده (Normalized SEM%) پارامترهای مختلف سیگنال الکترومایوگرافی در حرکت روی پله و سطح شیبدار

نوع حرکت		بالا رفتن					پایین آمدن				
		نام عضله					نام عضله				
پارامتر EMG		رکتوس فموریس	واستوس مدیالیس	واستوس لترالیس	تیبیالس قدامی	متوسط چهار عضله	رکتوس فموریس	واستوس مدیالیس	واستوس لترالیس	تیبیالس قدامی	متوسط چهار عضله
IEMG	پله	۷۱,۷۱	۴۸,۰۷	۵۴,۵۸	۶۱,۹۰	۵۸,۸۹	۷۴,۴۶	۴۵,۳۸	۵۶,۹۰	۹۸,۱۳	۶۸,۷۲
RMS		۶۳,۷۰	۵۴,۵۴	۵۱,۰۴	۶۷,۶۵	۵۹,۲۳	۸۲,۴۸	۴۴,۶۰	۵۸,۹۶	۹۷,۰۲	۷۰,۷۷
MPF		۷۲,۱۴	۴۴,۳۵	۷۸,۲۲	۶۴,۹۵	۶۴,۹۲	۷۸,۲۰	۷۱,۵۷	۶۵,۸۵	۶۶,۳۲	۷۰,۴۹
MF		۷۳,۶۶	۷۲,۵۶	۸۹,۶۵	۷۰,۵۳	۷۶,۶۰	۸۳,۷۷	۸۴,۵۶	۶۷,۶۱	۵۹,۱۴	۷۳,۷۷
IEMG	سطح شیبدار	۸۲,۷۲	۴۱,۲۶	۳۹,۷۱	۷۰,۶۳	۵۸,۵۸	۶۶,۶۷	۵۹,۴۹	۴۶,۵۵	۵۵,۰۲	۵۶,۹۳
RMS		۷۸,۲۵	۴۱,۸۲	۵۰,۳۳	۷۳,۰۷	۶۰,۸۷	۷۳,۲۹	۴۶,۹۸	۴۹,۸۰	۵۶,۱۰	۵۶,۵۴
MPF		۵۰,۰۱	۶۵,۷۴	۵۷,۹۲	۵۰,۷۰	۵۶,۰۹	۵۱,۱۰	۷۳,۶۰	۸۷,۸۰	۵۸,۲۲	۶۷,۶۸
MF		۵۱,۴۸	۵۴,۸۱	۶۰,۹۸	۵۳,۰۱	۵۵,۰۷	۵۱,۷۲	۶۲,۵۹	۷۴,۷۵	۴۶,۶۱	۵۸,۹۲

IEMG: انتگرال سیگنال الکترومایوگرافی؛ RMS: مجذور میانگین مربعات؛ MPF: میانه فرکانس توان؛ MF: فرکانس میانه.

Archive of SID

www.SID.ir

بحث

هدف کلی مطالعه حاضر مقایسه قابلیت اطمینان چهار عامل مختلف الکترومیوگرافی یعنی RMS, IEMG, MPF, MF بود. با نگاه کلی به نتایج مطالعه حاضر می‌توان مشاهده کرد که متوسط قابلیت اطمینان نسبی (ICC) عامل های الکترومیوگرافی عضله های مختلف که در این مطالعه بررسی شدند در هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله ضعیف و متوسط بوده اند. این مقادیر برای حرکت روی سطح شیب دار متوسط و خوب به دست آمده اند از طرفی، خطای استاندارد اندازه‌گیری نرمال شده (Normalized SEM%) نیز خطای بالای ۵۰٪ را بطور متوسط برای این عوامل نشان میدهد. با وجود این روند یکسانی برای قابلیت اطمینان تک تک عضله ها مشاهده نگردید.

IEMG و RMS جزء پارامتر های دامنه ای – زمانی الکترومیوگرافی بوده و برای اندازه گیری میزان فعالیت و طول مدت فعالیت عضله به کار می‌روندو در مطالعات معمولا یکی از این دوپارامتر استفاده میشود. نتایج مطالعه حاضر نشان میدهد که میزان ضریب همبستگی درون طبقاتی(ICC) برای این پارامتر ها چه در هنگام حرکت روی پله و حرکت روی سطح شیبدار در عضله های مختلف تفاوت داشت به گونه ای که در برخی از عضلات برای IEMG و برای برخی دیگر RMS قابلیت اطمینان بیشتری را نشان داد. با وجود این مقدار متوسط آن برای عضله ها تقریبا یکسان بود. بنابر این بر اساس نتایج این مطالعه استفاده از هرکدام از این عوامل به قابلیت اطمینان یکسانی منجر می‌شود. این نتیجه با آنچه که مطالعه اسمولیگا و همکارانش (۶) در مورد تفوق قابلیت اطمینان IEMG بر RMS گزارش کرده اند، و نیز با مطالعه لارسن و همکارانش (۴) که قابلیت اطمینان بالایی برای پارامتر RMS این دو عضله به دست آوردند تفاوت دارد. این تفاوت همانگونهکه در مطالعه اسمولیگا و همکاران نیز تاکید شده استمیتواند به تفاوت در نوع حرکت به وجود آمده باشد(۶).

در حوزه فرکانسی MPF قابلیت اطمینان بهتری نسبت به MF در حرکت روی پله از خود نشان داد. در حالی که قابلیت اطمینان MPF در حرکت روی پله متوسط بود، مقادیر متناظر آن برای عامل MF ضعیف به دست آمد. در حرکت روی سطح شیبدار به مانند عامل های دامنه ای قابلیت اطمینان بهتری برای عامل های فرکانسی به دست آمد به طوری که متوسط قابلیت اطمینان MPF و MF متوسط و خوب بودند.

با توجه به میانگین قابلیت اطمینان (ICC) عضله‌ها در فعالیت‌های بالا رفتن و پایین آمدن از پله و پایین آمدن از سطح شیبدار، می‌توان مشاهده کرد که پارامتر های دامنه ای الکترومیوگرافی نسبت به پارامترهای فرکانسی، قابلیت اطمینان بهتری از خود نشان دادند. این نتیجه با مطالعه انجام شده توسط کاریوس و همکارانش (۳) و مثور و همکارانش (۵) که قابلیت اطمینان بالایی برای روش دامنه‌ای نسبت به فرکانسی اعلام کردند مطابقت دارد. در حرکت بالا رفتن از پله عامل های فرکانسی با اندکی فاصله قابلیت اطمینان بهتری داشتند که این تفاوت در نتایج میتواند بر اهمیت نوع حرکت را در بررسی قابلیت اطمینان تاکید نماید (۶). قابلیت اطمینان بالاتر عامل های دامنه ای در این مطالعه با آنچه که در مطالعه اسمولیگا و همکارانش (۶) و کالاهان و همکارانش (۱۹) گزارش شده است متفاوت است. در آن مطالعات قابلیت اطمینان بالایی برای روش فرکانسی (به ترتیب MPF و MF) نسبت به دامنه‌ای گزارش شده است.

در این پژوهش، ارتفاع و عرض پله در تکرارهای مختلف ثابت بود (ارتفاع هر پله ۱۷ سانتی-

Archive of SID

www.SID.ir

متر و عرض هر پله ۳۵ سانتی‌متر). از آنجا که ابعاد پله در تغییر الگوی راه رفتن و مسئله افتادن از پله اهمیت دارند بنابراین پیشنهاد می‌شود که قابلیت اطمینان پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی در بالا رفتن و پایین آمدن از پله با ابعاد متفاوت نیز بررسی و مقایسه شود.

همچنین، در این مطالعه، جداسازی سیگنال‌های الکترومایوگرافی حاصل از گام‌های حفظ تعادل و پیشراننده و مقایسه آن‌ها با هم انجام نشده است، لذا پیشنهاد می شود این جداسازی انجام و آنالیزها بر روی فعالیت عضلات در هر گام به صورت جداگانه انجام شود.

در این مطالعه، مقایسه ها در دو حرکت روی پله و سطح شیب دار به طور جداگانه بررسی شدند. بنابراین ابتدا داده ها در حرکت روی پله جمع آوری شد و پس از استراحتی داده ها برای سطح شیبدار ثبت گریدند. با توجه به اینکه هدف مطالعه حاضر مقایسه بین سطح شیبدار و پله نبود، و از طرفی در حرکت روی پله به علت سادگی و کوتاهی زمان حرکت خستگی عضله اتفاق نمی افتاد، نیازی به انتخاب حرکتها به طور تصادفی نبود. از سوی دیگربرای از بین بردن هرگونه تفاوت در روش کار جمع آوری داده ها در بین دو حرکت انتخاب تصادفی حرکت‌ها توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، میانگین قابلیت اطمینان نسبی و قابلیت اطمینان مطلق نرمال شده پارامترهای دامنه ای در شرایط بالا رفتن و پایین آمدن از سیستم پله و سطح شیبدار بالاتر از پارامتر های به دست آمد. همچنین در بالا رفتن از پله، پارامترهای الکترومایوگرافی مورد مطالعه، قابلیت اطمینان بالاتری نسبت به پایین آمدن از پله داشتند. در حرکت روی سطح شیبدار نیز نتیجه مشابه حرکت روی پله بود و قابلیت اطمینان همه پارامترها هنگام بالا رفتن بیشتر از زمان پایین آمدن بود.

منابع

1-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: 216-22.

2-Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th edition. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009.

3-Carius D, Kugler P, Kuhwald HM, Wollny R. Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2015; 25(6): 860-9.

4-Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test–retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003; 13: 281-7.

5-Mathur S, Eng JJ, MacIntyre D. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2005;15(1): 102-10.

6-Smoliga JM, Myers JB, Redfern MS, Lephart SM. Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010; 20(1): e1-9.

7-Kamen G, Gabriel DA. Essentials of electromyography. United States of America: Human Kinetics, 2010.

8-Sreter FA, Luff AR, Gergely J. Effect of cross-reinnervation on physiological parameters and on properties of myosin and sarcoplasmic reticulum of fast and slow muscles of the rabbit. The Journal of general physiology. 1975; 66(6): 811-21.

9-Iacono CU. Test–retest reliability of static EMG scan configural profiling. Applied psychophysiology and biofeedback. 2004; 29(1): 35-50.

10-Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5th edition. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.

11-Brown WF. The physiological and technical basis of electromyography. Elsevier Science; 2013.

Archive of SID

www.SID.ir

12-Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. Physical Therapy. 1984; 64: 1813-20.
13-Davis JF. Manual of surface electromyography. Ohio: Aerospace Medical Laboratory; 1959.
14-Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Aspen publishers; 1998.
15-DeLuca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics. 1997; 13: 135-63.
16-Farina D, Merletti R, Stegeman D. Biophysics of the generation of EMG signals. Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications. 2004: 81-105.
17-Dvir E, Lobetti RG, Jacobson LS, Pearson J, Becker PJ. Electrocardiographic changes and cardiac pathology in canine babesiosis. Journal of Veterinary Cardiology. 2004; 6: 15-23.
18-Iacono CU. EMG scanning norms: Caveat emptor. Biofeedback and self-regulation. 1991; 16: 227-41.
19-Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knee. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009; 19: 172-80.
20-Ltd, M. E. MegaWin 3.0 Software User Manual ME6000. Microkatu. Finland , 2004. Megawin. Available at: www.megaemg.com
21 Iranian national building policy, 12th chapter: occupational safety and protection, Home and Building deputy of the ministry of roads and urban development, 2009
22-Criswell E. Cram's introduction to surface electromyography. 2nd edition. United States of America: Jones & Bartlett Publishers; 2010.
23-Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005; 19: 231-40.

Archive of SID

www.SID.ir

The Reliability of EMG Parameters During Walking on the Stairs and an Inclined Surface

Saeed Naseri Berenj Abad[1], Alireza Hashemi Oskouei[2*], Hanieh Niroomand Oskouei[3], Seyed Amir Hossein Emamian Shirazi[4], Mir Ali Eteraf Oskouei[5]

1-Master of Medical Engineering - Biomechanics.
2-Assistant Professor of Biomechanics.
3-Associate Professor of Biomechanics.
4-Ph.D. Student of Biomechanics.
5-Professor of Physiotherapy.

1, 2, 3,4-Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand Industrial University, Tabriz, Iran.
5-Department of Physiotherapy, Physical Therapy and Rehabilitation Research Center, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran.

**Corresponding author:*
AliReza Hashemi Oskouei; Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand Industrial University, Tabriz, Iran.
Tel: 04133459466
Email: ali.hashemi@sut.ac.ir

Abstract

Background and Objective: The use of electromyography (EMG) parameters depends on their reliability. The purpose of this study was to determine the reliability of common EMG parameters recorded from muscles of lower extremity during walking on the stairs and an inclined surface.

Subjects and Methods: Fourteen healthy young males went up the stairs and an inclined surface with normal speed and after 30s rest went down. This was repeated 5 times with 1 min intervals. At the same time, surface EMG of rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, and tibialis anterior muscles were recorded. In time domain, integrated EMG (IEMG) and root mean square of EMG (RMS), and in frequency domain, median frequency (MF) and mean power frequency (MPF) were calculated. Intra-class correlation coefficients and standard error of measurement for each parameter were calculated.

Results: The average relative and normalized absolute reliability of iEMG and RMS were higher than MF and MPF. The average relative and normalized absolute reliability in going up were better than going down. In overall, there was no difference between the reliability of RMS and IEMG and also between MF and MPF.

Conclusion: Differed reliability of EMG parameters in various movement conditions emphasizes the need to have reliability measures for all parameters of each muscle in conducting researches.

Keywords: Surface electromyography, Reliability, Stairs and inclined surface, Lower extremity.

►*Please cite this paper as:*
Naseri Berenj Abad S, Hashemi Oskouei AR, Niroomand Oskouei H, Emamian Shirazi SAh, Eteraf Oskouei MA. The Reliability of EMG Parameters during Walking on the Stairs and an Inclined Surface. Jundishapur Sci Med J 2017; 16(3):307-316.

Received: Jan 20, 2017 **Revised: May 31, 2017** **Accepted: June 28, 2017**

Archive of SID
www.SID.ir