

ارزیابی کنترل حرکت به دنبال خستگی عضلات تنار با استفاده از شاخص قرینگی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۷/۰۹/۰۳ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۷/۱۱/۰۲

چکیده

زمینه و هدف: ضعف عضلانی و خستگی عواملی هستند که مستعدکننده برای آسیب دیدگی می‌باشند. نقش کنترل حرکت در تنظیم و کاهش این اثر مهم است. تکرارپذیری یک حرکت به دنبال خستگی ناشی از نقش بارز سیستم کنترل حرکت است. ارزیابی کنترل حرکت سیستم مرکزی به دنبال خستگی می‌تواند روش‌های حرکت درمانی را توسعه دهد. **روش بررسی:** تعداد ۲۰ فرد سالم داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. عضله ابدکتور کوتاه شست دست غالب پس از ثبت الکترومیوگرافی سطحی حداکثر فعالیت ارادی، در آزمون خستگی شامل سه دقیقه انقباض ایزومتریک، که توسط دینامومتر کنترل می‌شد تا رسیدن به ۵۰ درصد حداکثر تلاش ارادی شرکت داده شد. قبل و بلافاصله بعد از خستگی پنج تکرار دینامیک بدون مقاومت در دامنه کامل حرکتی انجام شد. سه تکرار میانی قبل و بعد از خستگی جهت مقایسه ضریب قرینگی به عنوان شاخص ارزیابی کنترل و درصد کاهش حداکثر تلاش ارادی، میانه و متوسط طیف فرکانس به عنوان شاخص‌های خستگی در نظر گرفته شد. **یافته‌ها:** به دنبال سه دقیقه انقباض ارادی کاهش معنی‌داری در حداکثر تلاش ارادی (۴۶/۷۷٪)، میانه (۱۳/۰۳٪) و متوسط (۱۲/۲۰٪) طیف فرکانس به وجود آمد ($p < ۰/۰۰۱$). افزایش معنی‌داری در ضریب قرینگی حرکت (۱۰/۷۶٪) دیده شد ($p = ۰/۰۰۰$). **نتیجه‌گیری:** خستگی سبب کاهش میانه و متوسط طیف فرکانس می‌گردد. مراکز بالای سیستم کنترل حرکت با وارد کردن واحدهای حرکتی جدیدتر سعی در بهبود اختلال به وجود آمده می‌کند. فعالیت واحدهای جدید می‌تواند نقش مؤثری در افزایش ضریب قرینگی فعالیت یک عضله شود.

کلمات کلیدی: خستگی عضلانی، کنترل حرکت، ضریب قرینگی، الکترومیوگرافی سطحی.

سعید طالبیان*، غلامرضا علیایی
مریم عباس زاده، لیلا پرتابیان

گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

* نویسنده مسئول: تهران، صندوق پستی ۱۶۸-۱۶۵۳۵
تلفن: ۰۹۱۲۷۵۹۲۱۹
email: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

تغییرات Stiffness عضله، حرارت و مواد شیمیایی در عضله می‌باشد.^۱ خستگی سبب ایجاد Reflex inhibition در عضله می‌گردد و میزان این مهار Inhibition برای افراد تمرین‌نکرده و تمرین‌کرده یکسان است. هرچند که میزان تحمل و Endurance افراد تمرین‌کرده دو برابر تمرین‌کرده است. همچنین خستگی سبب بروز تغییر مختصری در حس وضعیت می‌شود. یعنی باید مقدار بیشتری حرکت انجام شود تا فرد متوجه حرکت شود. فرد با خستگی تعداد واحدهای حرکتی بیشتری را برای یک کار معین به کار می‌گیرد.^۲ تمرینات خستگی‌آور منجر به کاهش ATP و مصرف محصولات ناشی از هیدرولیز ATP مثل ADP، ارتوفسفات و یون هیدروژن می‌شود. اندازه‌گیری غلظت کلسیم آزاد میوپلاسمیک در طی مرحله خستگی نشان داد که یون کلسیم در مرحله تتانیک، تنها تغییرات اندکی در طی

خستگی (Fatigue) عبارت است از ناتوانی در حفظ و تداوم نیروی مورد نیاز یا مورد انتظار و به عنوان کاهش موقتی در ظرفیت کاری نیز تعریف می‌شود.^{۱،۲} در طی پروسه خستگی فرد برای حفظ نیروی عضلانی تلاش بیشتری به عمل می‌آورد که این مورد به شکل افزایش ارتفاع امواج و کاهش Firing rate در الکترومیوگرافی بروز خواهد کرد. از دلایل کاهش فرکانس فعالیت‌های واحد حرکتی در خستگی، طولانی‌تر شدن زمان انقباض و شل شدن عضله می‌باشد.^۱ این در حالی است که عده‌ای عقیده دارند، چون در خستگی اندازه موج M تغییر نمی‌کند، پس پیوندگاه عصبی عضلانی یا NMJ عامل بروز خستگی نیست.^۳ مکانیسمی که از طریق آن خستگی بر فعالیت‌آوران تأثیر می‌گذارد شامل تطابق‌آوران با Firing‌های مکرر ناشی از تهییج عضله،

plateau value می‌شود. این تطابق در سیگنال سبب فقدان همبستگی در آن و یک رفتار غیر پایدار می‌شود.^{۱۱} بررسی غیرخطی سیگنال‌های فیزیولوژیک با توجه به ماهیت آنها ارزشمند است. در مورد سیگنال الکتروکاردیوگرام و سایر سیگنال‌های بیولوژیک تحقیقات انجام گرفته لیکن در مورد شاخص قرینگی فعالیت عضلانی بعد از خستگی پژوهشی انجام نشده و علت آن جدید بودن این پارامتر می‌باشد.^{۱۲-۱۴} مناسب است تحقیقات از دیدگاه الکترومیوگرافی نیز انجام گیرد.

روش بررسی

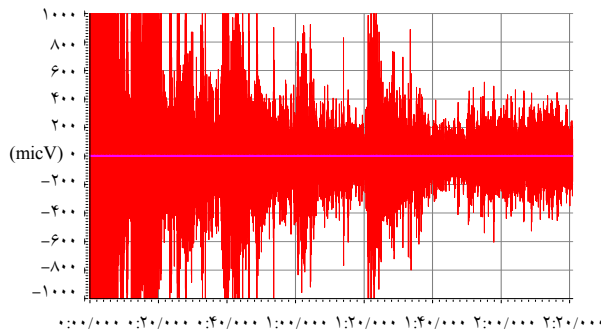
این مطالعه از نوع مداخله‌ای بود و در بخش تحقیقات گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. تعداد ۲۰ فرد سالم (۱۵ زن و پنج مرد) در سنین ۲۰-۳۰ سال، با معیارهای ورود شامل عدم سابقه بیماری در مفاصل دست و یا دررفتگی و شکستگی قبلی در دست غالب و بیماری‌های مرتبط با سیستم عصبی عضلانی بنا بر اظهار افراد، پس از تکمیل رضایت‌نامه و آموزش در این تحقیق شرکت کردند. معیار خروج افراد، عدم توانایی در تکمیل مراحل آزمایش بود. آزمون دارای شش مرحله ذیل بود:

- ۱- پر کردن بخش اول پرسشنامه حاوی اطلاعات فردی و سئوالاتی در مورد تندرستی آنها آشنایی با آزمایش و دستگاه و شرایط و نحوه آزمون، تمرین و گرم کردن افراد بود. ۲- آماده‌سازی فرد و قرار دادن الکترودهای ثبات الکترومیوگرافی روی عضله دورکننده کوتاه شست (ابداکتور پولیسیس) دست غالب بر اساس دستورالعمل SENIAM^{۱۵} در درون اسپلیت مخصوص نگهداری حرکت دست. ۳- انجام حداکثر انقباض ارادی در جهت ابداکشن شست در مقابل داینامومتر و ثبت حداکثر قدرت شخص برحسب کیلوگرم در سه تکرار همراه با ثبت الکترومیوگرافی همزمان آن (شکل‌های ۱ و ۲). ۴- انجام پنج حرکت

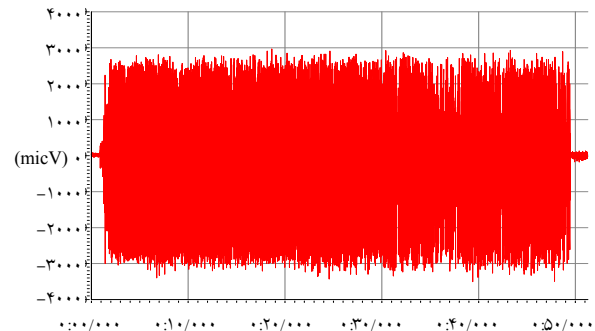


شکل-۱: نحوه قرارگیری اندام درون اسپلیت و اندازه‌گیری حداکثر قدرت انقباضی

مرحله خستگی متوسط پیدا می‌کند. فعالیت عضله موجب کاهش K^+ در عضله می‌شود.^۵ ارتباطات سرعت-گشتاور بعد از خستگی در هر سرعتی با برجاست، هرچند که میزان آن تغییر می‌کند. در انقباض Submaximal در هر دو سرعت‌های بالا و پایین هر دو فیبرهای گروه I و II فراخوانی می‌شوند اگرچه در سرعت‌های پایین بیشتر گروه I و در سرعت‌های بالا بیشتر گروه II فراخوانی می‌شوند. در انقباض Maximal همه انواع فیبرها در همه سرعت‌ها فراخوانی می‌شوند اگرچه در سرعت‌های پایین تر به علت تشکیل پل‌های عرضی، گشتاور بیشتری ایجاد می‌گردد. خستگی در انقباضات ماگزیمال و در سرعت‌های پایین تر بیشتر است چرا که هر انقباض باید در مدت طولانی تری (در همان دامنه) حفظ گردد.^۶ نسبت EMG به Torque در انتهای خستگی افزایش می‌یابد. زیرا در اثر خستگی در انقباض کانستریک Average EMG افزایش می‌یابد و تا انتهای تست به حداکثر می‌رسد. به نظر می‌رسد سیستم عصبی مرکزی تلاش می‌کند تا کاهش قدرت عضله را جبران کند و این را با افزایش تعداد موتورونیت‌های فعال انجام می‌دهد اما ایجاد نیرو توسط آنها اندک است.^۷ تغییرات الکترومیوگرافی در واحدهای حرکتی عضلات تبار بعد از خستگی به دنبال تحریکات تتانیک باعث افزایش دامنه EMG، پایایی و سطح زیر منحنی به وجود آمده می‌شود در حالی که نیروی تولید شده کاهش می‌یابد.^۸ لذا به نظر می‌رسد تفاوت عمده‌ای بین پاسخ EMG و تولید نیرو بعد از خستگی وجود دارد که نیاز دارد از معیار دیگری برای سنجش پاسخ میوالکتریک استفاده نمود. در این رابطه Lee بحث شاخص قرینگی را در تعیین پاسخ ارادی با استفاده از الکترومیوگرافی مطرح کرد و در بیماران با ضایعه سیستم اعصاب مرکزی آن را مورد ارزیابی قرار داد.^۹ Costa مطرح کرد که رفتار پایدار یک سیستم فیزیولوژیک ارتباط نزدیکی با نوسانات بزرگتر در همان سیستم دارد در این روش سیستم فیزیولوژیک می‌تواند به تغییرات ناگهانی که توسط تحریکات ایجاد می‌شود تطابق پیدا کند. وسعت نوسانات در سیگنال‌های فیزیولوژیک می‌تواند توسط واحد اندازه‌گیری محاسبه شده دوره‌های زمانی به دست آید.^{۱۰} آنالیز غیرخطی دوره‌های زمانی SEMG از عضلات پایین کمر توسط Sung گزارش شده است، حد واسط جابه‌جایی را از طریق عملکرد زمانی محاسبه کرد و دریافت که mean square displacement پس از مدت کمی که افزایش می‌یابد (کمتر از ۳۰ms) دچار یک کاهش ثبات در میزان و



شکل-۴: آزمون خستگی به دنبال فعالیت ایزومتریک عضله دورکننده کوتاه شست به مدت حداکثر سه دقیقه تا ۵۰ درصد حداکثر انقباض اولیه

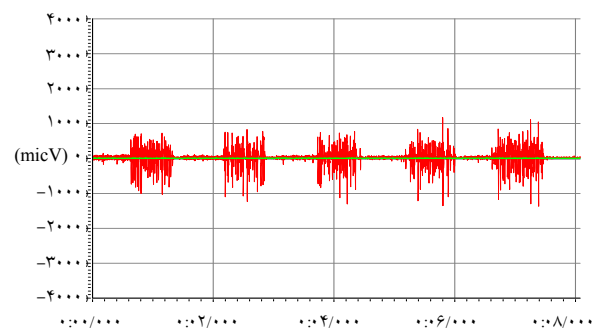


شکل-۵: ثبت فعالیت حداکثر از عضله دورکننده کوتاه شست

استفاده شد. اطلاعات به دست آمده پس از آزمون Kolmogorov-Smirnov و مشخص شدن توزیع نرمال آنان با استفاده از روش Paired samples test و سطح اطمینان ۹۵٪ مورد مقایسه بین قبل و بعد از خستگی قرار گرفتند.

یافته‌ها

افراد شرکت‌کننده در این مطالعه شامل ۲۰ فرد سالم (۱۵ زن و پنج مرد) در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال و متوسط سن ۲۴/۱۵ سال، قد ۱/۷۵ متر، وزن ۷۳/۹۵ با شاخص جرم بدن ۲۳/۸۷ بودند. مقایسه حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی عضله دورکننده کوتاه شست به صورت ایزومتریک و میانه متوسط طیف فرکانس آن قبل و بعد از خستگی نشان داد کاهش معنی‌داری به دنبال بروز خستگی در شاخص‌های شناسایی آن به وجود آمد (جدول ۱). بررسی نشان داد که میانگین ضریب قرینگی فعالیت دینامیک عضله بعد از بروز خستگی افزایش معنی‌داری داشته است (جدول ۱). همچنین مقایسه درصد تغییرات حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی، فرکانس میانه و متوسط طیف فرکانس با ضریب قرینگی با روش تفاوت معنی‌داری را نشان دادند (جدول ۲). همبستگی معنی‌داری بین ضریب قرینگی با حداکثر فعالیت ارادی یا میانه و متوسط طیف فرکانس در قبل و بعد از خستگی وجود ندارد. در حالی که بین حداکثر فعالیت ارادی و میانه طیف فرکانس در قبل از خستگی یک همبستگی معنی‌داری وجود دارد ($r = -0/54$) و $p = 0/01$. بین میانگین طیف فرکانس و حداکثر فعالیت ارادی نیز همبستگی معنی‌داری در سطح $p = 0/06$ و $r = -0/42$ وجود دارد. این در حالی است که در بعد از خستگی هیچ همبستگی بین آنان دیده‌نشود.



شکل-۳: ثبت الکترومیوگرافی پنج حرکت دینامیک بدون اعمال مقاومت جهت محاسبه ضریب قرینگی حرکت

اصلی عضله دورکننده کوتاه شست در دامنه کامل و با کنترل سرعت توسط مترونوم به میزان سه ثانیه بدون اعمال مقاومت خارجی در درون ثابت نگهدارنده حرکت ساعد و دست (از پنج تکرار، سه تکرار وسطی جهت بررسی انتخاب می‌شد) (شکل ۳). ۵- آزمون خستگی با حداکثر قدرت ایزومتریک با ثبت توسط دینامومتر در دامنه میانی حرکت به مدت حداکثر سه دقیقه تا رسیدن به مرز خستگی فرد در حدود ۵۰٪ اولیه (شکل ۴). ۶- مانند مرحله چهارم شامل انجام پنج حرکت اصلی عضله دورکننده کوتاه شست در دامنه کامل بدون اعمال مقاومت خارجی بود که بلافاصله بعد از مرحله پنجم (تست خستگی) انجام می‌شد. از دستگاه الکترومیوگرافی مدل Data log، دستگاه دینامومتر Medical research مدل MIE، کامپیوتر و سایر متعلقات مربوط به این دو دستگاه و نرم‌افزار STI برای محاسبه شاخص پاسخ ارادی یا ضریب قرینگی استفاده شد. از کلیه اطلاعات به دست آمده از این مراحل برای بررسی تغییرات قدرت عضله، متوسط و میانه طیف فرکانس و شاخص قرینگی استفاده شد. از نرم‌افزار SPSS ویراست ۱۱/۵ جهت تجزیه و تحلیل اطلاعات

جدول ۱- مقایسه میانگین شاخص‌های بروز خستگی بعد از فعالیت ایزومتریک و ضریب قرینگی در فعالیت داینامیک

| p* | بعد از خستگی | | قبل از خستگی | | |
|---------|--------------|---------|--------------|---------|--------------------------------|
| | انحراف معیار | میانگین | انحراف معیار | میانگین | |
| <۰/۰۰۰۱ | ۱۹۲/۴۳ | ۴۸۲/۱۵ | ۱۷۱/۶۲ | ۹۱۲/۳۵ | حداکثر فعالیت ارادی (میکروولت) |
| <۰/۰۰۰۱ | ۱۰/۲۵۶ | ۷۱/۴۱۷ | ۱۰/۹۷۳ | ۸۲/۳۴۰ | میانه طیف فرکانس (هرتز) |
| <۰/۰۰۰۱ | ۹/۸۹۸ | ۸۰/۳۰۸ | ۱۰/۰۶۴ | ۹۱/۵۴۳ | متوسط طیف فرکانس (هرتز) |
| <۰/۰۰۰۱ | ۰/۰۶ | ۰/۸۵ | ۰/۰۳ | ۰/۷۷ | ضریب قرینگی |

* Paired samples test و سطح اطمینان ۹۵٪

جدول ۲- مقایسه میانگین پارامترهای الکترومیوگرافی (با ضریب قرینگی بعد از خستگی)

| p* | انحراف معیار | میانگین | |
|---------|--------------|---------|---------------|
| <۰/۰۰۰۱ | ۲۱/۳۲ | -۴۶/۷۷ | حداکثر فعالیت |
| <۰/۰۰۰۱ | ۵/۴۸۳ | -۱۲/۲۰ | فرکانس متوسط |
| <۰/۰۰۰۱ | ۷/۸۷۹ | -۱۳/۰۳ | فرکانس میانه |
| - | ۷/۶۵۹ | -۱۰/۷۶ | ضریب قرینگی |

* Paired samples test و سطح اطمینان ۹۵٪

بحث

با انقباض ایزومتریک به مدت حداکثر سه دقیقه، عضله دورکننده کوتاه شست دچار خستگی شد که این امر با کاهش نیروی انقباضی عضله همراه می‌شود به نحوی که سبب کاهش سطح فعالیت الکترومیوگرافی شده و میانه و متوسط طیف فرکانس نیز کاهش معنی‌داری پیدا می‌کنند. این امر می‌تواند به دلیل سرعت کوتاه شدن عضله باشد که با نتایج Janet مطابقت دارد.^۱ در انقباض حداکثر ارادی همه فیبرها در همه سرعت‌ها وارد فعالیت می‌شوند. این امر می‌تواند سبب بروز خستگی بیشتر به‌ویژه در حرکت ایزومتریک گردد که بر اساس یافته‌های Kellis در سرعت‌های پایین این امر واضح‌تر می‌باشد.^۶ در این تحقیق نیز بنابر ماهیت انقباض ایزومتریک در دامنه میانی حرکت بروز خستگی به سرعت و در حدود حداکثر سه دقیقه اتفاق افتاد و شاخص‌های خستگی به‌طور معنی‌داری فرایند بروز خستگی را نشان داد. نکته قابل توجه افزایش ضریب قرینگی به دنبال خستگی در پژوهش حاضر است. از آنجا که این شاخص یکی از

ابزار ارزیابی سیستم کنترل حرکت می‌باشد و توسط محققین به‌عنوان Brain motor control assessment مطرح می‌باشد لذا به نظر می‌رسد به دنبال خستگی سیستم عصبی مرکزی تلاش می‌کند تا کاهش قدرت عضله را با به‌کارگیری به موقع واحدهای حرکتی و واحدهای جدیدتر جبران کند. این یافته تا حدودی با نتایج تحقیقات Kellis, Walton و Oman مطابقت دارد.^{۷، ۶} اما تغییرات درک حس عمقی که به دنبال خستگی بروز می‌کند و همراه با کاهش این حس می‌باشد و توسط Gandevia گزارش شده است در تعارض با یافته‌های موجود در این تحقیق است.^۵ شاید علت افزایش ضریب قرینگی حرکت همراه با کاهش حس عمقی کندتر انجام شدن حرکت باشد و در حرکات تند و سریع امکان شبیه بودن حرکات کاهش می‌یابد در حالی که در سرعت‌های کند این احتمال افزایش می‌یابد. لذا این امر نیاز به تحقیق بیشتر دارد. ارتباط و همبستگی معنی‌داری بین شاخص‌های مهم خستگی یعنی میانه و متوسط طیف فرکانس با ضریب قرینگی وجود ندارد. این امر نشان می‌دهد ماهیت ضریب قرینگی با طیف فرکانس که بیشتر متاثر از انقباض عضلانی و در سطح فیبر عضلانی است جدا می‌باشد و در واقع مسیرهای مرکزی و کنترلی را شناسایی می‌کند. **سپاسگزاری:** این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران به شماره قرارداد ۲۶۴۲ مورخ ۸۵/۱۱/۲۴ می‌باشد که بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی خویش را از حمایت‌های به‌عمل آمده اعلام می‌دارند.

References

- Taylor JL, Butler JE, Gandevia SC. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2000; 83: 106-15.
- Emery L, Sitler M, Ryan J. Mode of action and angular velocity fatigue response of the hamstrings and quadriceps. *Isokinet Exerc Sci* 1994; 4: 91-5.
- Bigland-Ritchie B, Kukulka CG, Lippold OC, Woods JJ. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *J Physiol* 1982; 330: 265-78.
- Walton DM, Kuchinad RA, Ivanova TD, Garland SJ. Reflex inhibition during muscle fatigue in endurance-trained and sedentary individuals. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87: 462-8.
- Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK, editors. *Fatigue, Neural and Muscular Mechanisms*. New York, London: Plenum Press; 1995.
- Kellis E, Kellis S. Effects of agonist and antagonist muscle fatigue on muscle coactivation around the knee in pubertal boys. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11: 307-18.

7. Oman J. Isokinetics in rehabilitation. In: Prentice WE, editor. *Rehabilitation Techniques in Sports Medicine*, 3rd ed. New York: NY: McGraw-Hill; 1999; p. 146-56.
8. Thomas CK, Johansson RS, Bigland-Ritchie B. EMG changes in human thenar motor units with force potentiation and fatigue. *J Neurophysiol* 2006; 95: 1518-26.
9. Lee DC, Lim HK, McKay WB, Priebe MM, Holmes SA, Sherwood AM. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 379-88.
10. Costa M, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys* 2005; 71: 021906.
11. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain. *Med Sci Monit* 2005; 11: CS1-5.
12. Chen SW. A new algorithm developed based on a mixture of spectral and nonlinear techniques for the analysis of heart rate variability. *J Med Eng Technol* 2007; 31: 210-9.
13. Mir AH. Fuzzy entropy based interactive enhancement of radiographic images Department of Electronics and Communication Engineering. *J Med Eng Technol* 2007; 31: 220-31.
14. Singh D, Vinod K, Saxena SC. Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability. *J Med Eng Technol* 2004; 28: 263-72.

Evaluation of motor control following thenar muscle fatigue using symmetrical index

Received: November 23, 2008 Accepted: January 21, 2009

Abstract

Talebian S.*
Olyaei G.R.
Abbaszadeh M.
Partabian L.

Department of Physiotherapy

Tehran University of Medical
Sciences

Background: Muscle weakness and fatigue are two factors that cause muscle injuries. The roll of motor control is important in regulation and reduction of this effect. Repetition of motion after muscle fatigue is due to the significant role of motor control system. The aim of this study was to evaluate the quality of roll control of central nervous system following fatigue in order to answer primary questions in therapeutic exercises.

Methods: Twenty voluntary healthy subjects participated in this study. Dominant abductor policis brevis after surface electromyography (SEMG) of maximal voluntary contraction (MVC) fatigued by maximum three minutes isometric contraction in specific hand splint monitored by dynamometer until reduction of activities to 50% MVC. Before and immediately after fatigue test, 5 dynamic full range of motion in abduction direction performed without resistance and muscle activities recorded by SEMG. Three middle muscle activities selected for comparison of Symmetrical Index (SI) as specificity of motor control assessment. Fatigue indicators were percentage of reduction of MVC and median and mean frequency of power spectrum of MVC before and after fatigue test.

Results: Significant reduction of MVC (46.77%), median (13.03%) and mean (12.20%) frequency were showed ($p=0.001$), whereas significant increase of SI (10.76%) appeared ($p=0.000$), following fatigue test.

Conclusion: Fatigue reduces muscle contraction velocity, therefore median and mean frequency decrease. Also after muscle fatigue reduces of muscle proprioception sense appears, that can cause slow dynamic joint motion. Upper central control systems try to correct this situation by involving new motor units and changes of muscle timing. Synchronization of primary and new motor units plays an important role in increase of SI.

Keywords: Muscle fatigue, motor control, symmetrical index, surface electromyography.

* Corresponding author: Tehran, P.O.B.
16535-188, IRAN
Tel: +98-912-7959219
email: talebian@sina.tums.ac.ir