

بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت به دنبال خستگی عضلات اکستانسور زانو

دکتر سعید طالبیان^۱، زهرا فخاری^۲، سیما مهرداد^۲

۱- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- مربی گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: مفصل زانو یکی از مهمترین مفاصل بدن است که در هنگام راه رفتن و برخاستن نیروی زیادی را تحمل می کند. مفصل زانو در حین حرکات زنجیره بسته نظیر نشستن و چمباتمه زدن و نیز انتقال وزن بدن حین حرکت متحمل نیروهای زیادی است. خستگی عضلات ران می تواند تغییراتی را در اعمال نیروهای وارده ایجاد کرده و سبب تغییر در استراتژی حرکت شود. لذا با توجه به نقش عضلات ران در انجام حرکات مداوم، مهم است که تغییرات بوجود آمده متعاقب خستگی بررسی شود.

روش بررسی: تعداد ۱۵ زن سالم در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال در این تحقیق شرکت کردند. ایجاد خستگی عضلانی در دو زنجیره باز و بسته بر اساس حداکثر فعالیت ارادی افراد در دو جلسه انجام شد. قبل و بعد از خستگی در هر دو زنجیره، پنج حرکت داینامیک فلکشن اکستنشن زانو انجام شد. مقادیر نرمال شده فعالیت الکترومیوگرافی بصورت اکستریک و کانستریک، همچنین میانه طیف فرکانس بعنوان شاخص خستگی و زمان شروع فعالیت عضلات جهت تعیین زمانبندی شناسایی و ارزیابی شدند.

یافته‌ها: تفاوت معنی داری بین شاخص‌های خستگی در قبل و بعد از انجام آزمون در دو زنجیره باز و بسته وجود دارد ($P < 0.05$). زمانبندی در زنجیره باز بعد از خستگی با تاخیر همراه بود ($P < 0.05$) و الگوی حرکتی از واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و رکتوس فموریس، در بعد از خستگی به صورت واستوس لترالیس، رکتوس فموریس و واستوس مدیالیس تغییر کرد ($P < 0.05$). در زنجیره بسته بعد از خستگی تغییرات معنی دار در زمانبندی به صورت تاخیر آن بود ($P < 0.05$) ولی الگوی زمانبندی بصورت واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و رکتوس فموریس حفظ گردید.

نتیجه گیری: میزان تغییرات میانه فرکانس نسبت به مقادیر نرمال شده فعالیت عضلات بعد از خستگی کمتر است. تغییرات مهمی در زمانبندی عضلات بوجود می آید. این تغییرات به صورت تاخیر در شروع فعالیت است. همچنین تغییراتی در الگوی به کارگیری عضلات در زنجیره باز دیده شد. در زنجیره بسته تفاوت مشخصی در الگوی به کارگیری دیده نمی شود. این امر نشان می دهد مکانیسم کنترل حرکت در شرایط تحمل نیرو با شرایط آزاد متفاوت است. **کلید واژه‌ها:** کنترل حرکت، خستگی عضلانی، زانو، الکترومیوگرافی سطحی، زمانبندی فعالیت

(وصول مقاله: ۱۳۸۷/۴/۲ پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۵/۲۵)

نویسنده مسئول: تهران - خیابان انقلاب - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

e-mail: taleblian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

افزایش دامنه الکترومیوگرافی عضله چهار سر ران به دنبال تمرینات سرعتی کوتاه و متناوب با شدت بالا برای حفظ برون ده نیروی لازم کافی نمی باشد. کاهش همزمان در اجزای فرکانس می تواند اصلاح در الگوی احیا و تجدید فیبر های عضلانی را مطرح نماید و بیانگر کاهش در شدت هدایت فیبرهای عضلانی باشد (۱).

همچنین تکرار پذیری سطح فعالیت هشت عضله اندام های تحتانی با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی در طول

یک تمرین نشان داد که تکرار پذیری متغیرهای الکترومیوگرافی در طول یک تمرین دینامیک پا، از میزان بالایی برخوردار است. علی رغم تفاوت های بین فردی، قابلیت تکرارپذیری سطح فعالیت عضلات اندام های تحتانی در طول یک تمرین پازدن پیش رونده تا حد بروز خستگی، کاملاً مشهود است. هر چند که عضله رکتوس فموریس نسبت به سایر عضلات مورد مطالعه در طول تمرین پازدن خستگی زا قابلیت تکرار کمتری دارد (۲).

پراکندگی فعالیت عضلات متفاوت در حین بروز خستگی عضلانی توسط Shinohara و همکارانش بررسی شد. آنها فعالیت ارادی حداکثر و ۲/۵ درصد فعالیت ارادی حداکثر در مدت یک ساعت را با ثبت از عضلات رکتوس فموریس، واستوس لترالیس و واستوس مدیالیس انجام دادند و میزان فعالیت زوج عضلات واستوس لترالیس - رکتوس فموریس، واستوس مدیالیس - رکتوس فموریس و واستوس مدیالیس - واستوس لترالیس را در طول انقباض ایزومتریک تعیین کردند. میزان به کارگیری زوج عضلات در طی مدت آزمایش به تناوب به مدت یک ساعت بررسی شد. آنها مطرح کردند که رابطه معکوسی بین کاهش حداکثر فعالیت ارادی و فعالیت عضلات زوجی جایگزین وجود دارد (۳).

در یک تحقیق، قابلیت اعتماد الکترومیوگرافی سطحی در طول انقباضات پایدار عضله چهار سر ران توسط MacIntyre DL و همکارانش بررسی شد. قابلیت اعتماد آزمون - باز آزمون برای میانه طیف فرکانس و دامنه فعالیت عضلات در طول انقباضات پایدار خستگی آور در عضله چهار سر ران مورد مطالعه قرار گرفت. در طول انقباضات ایزومتریک ثابت با ۸۰ و ۲۰ درصد حداکثر انقباض ارادی که تا حد خستگی ادامه می یافت، خستگی عضله چهار سر بررسی شد. میانه طیف و دامنه فعالیت قابلیت اعتماد متوسطی را از نظر سه

عضله در هر دو سطح انقباضی نشان دادند (۴).

نتایج نشان می دهد که متوسط ولتاژ واحد حرکتی همچون متوسط آمپلی تود مطلق در ثبت الکترومیوگرافی سطحی در سطوح مختلف نیرو و تغییرات آن در طول مرحله یک انقباض ساب ماکزیمال بستگی به تعداد واحدهای حرکتی فعال، اندازه آن ها و میزان فعال شدن واحدهای حرکتی دارد (۵).

برنامه حرکتی در جهت خستگی عضلات اکستانسور زانو نشان داد که کاهش قابل توجهی در فعالیت الکترومیوگرافی در طول تمرین در فاز اکستنتریک مشاهده می شود به نحوی که این کاهش در خصوص عضله واستوس لترالیس از سایر عضلات بیشتر است. همچنین فرکانس میانه در عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس کاهش بیشتری نسبت به عضله واستوس مدیالیس داشته است و این تفاوت به جنسیت افراد بستگی نداشته است. یافته ها نشان دهنده به کارگیری یا بسیج واحدهای حرکتی (recruitment) افتراقی در عضله کوادریسپس فموریس سطحی است که بستگی به حالت انقباض در طول تمرینات اکستانسیون دینامیک زانو دارد (۶).

تفاوت عمده ای در پارامترهای الکترومیوگرافی در بین زنان و مردان وجود دارد به طوریکه افزایش واضحتر در دامنه فعالیت برای سه عضله و میانه فرکانس برای عضله واستوس لترالیس در مردان در مقایسه با زنان وجود دارد ولی در ارتباط با خستگی هیچ اثر قابل توجهی ناشی از جنسیت مشاهده نشد. این مشاهدات احتمالاً بیانگر بیشتر بودن نسبی فیبرهای نوع دو یا وسعت آن ها در عضله واستوس لترالیس مردان در مقایسه با زنان می باشد (۷).

زنان در طول عملکرد با جریان خون عادی زمان طولانی تری برای بروز نارسایی عملکردی دارند اما در طول عملکرد با جریان خون مسدود این طور نیست. اطلاعات الکترومیوگرافی تفاوت های جنسیتی را در الگوی فعالسازی عصبی - عضلانی در عضله رکتوس فموریس زنان نسبت به مردان نشان داده است. همچنین زنان در هر دو حالت خونرسانی، فعالیت نسبی بالاتری در نارسایی عملکردی نسبت به مردان نشان داده اند. هر چند که به نظر می رسد که در زنان میزان کاهش متغیرهای الکترومیوگرافی همراه با خستگی عضلانی بیشتر باشد (۸).

کاهش در تولید نیرو در اندام تمرین دیده در ابتدا با مکانیسم های خستگی مرتبط است و خستگی مرکزی نقش کمتری در آن دارد. مکانیسم های مرکزی به نظر می رسد تنها

نیروی تولید شده توسط الکترو داینامومتر نمایش داده می‌شد و از فرد درخواست می‌شد حداکثر نیرو را در سه تکرار مشابه و با حداکثر تلاش انجام دهد و همزمان ثبت الکترومیوگرافی از عضلات مورد نظر انجام می‌شد. چنانچه هر سه تکرار شبیه به هم از نظر نیروی تولید شده با ۱۰٪ خطا بود به عنوان حداکثر انقباض ارادی، اطلاعات وی ذخیره می‌شد. بعد از تعیین حداکثر تلاش، افراد به طور تصادفی یکی از دو روش آزمون زنجیره باز و بسته را به نوبت انجام می‌دادند.

در زنجیره باز، فرد لب تخت می‌نشست. با آموزش اولیه و تثبیت ران مورد آزمایش و پایش دامنه حرکتی توسط الکتروگونیا متر به دنبال تریگر زمانی برای تعیین شروع حرکت، که بر روی تراسه های ثبت از سه عضله فرد مورد مطالعه علامت گذاری می‌شد، فرد شروع به اکستنشن زانو (مرحله کانسنتریک) از زاویه ۸۰ درجه تا حداکثر اکستنشن آن بدون مقاومت خارجی و تنها با تحمل وزن ساق می‌کرد. به مجرد رسیدن به دامنه انتهایی به مدت ۱ ثانیه صبر می‌کرد و سپس فلکشن زانو را انجام می‌داد (مرحله اکسنتریک). این حرکت پنج بار انجام می‌شد. برای دقت بیشتر، در آنالیز RMS، اطلاعات از سه تکرار میانی انتخاب می‌شد.

در زنجیره بسته، فرد کنار تخت می‌ایستاد و با خم کردن زانوی اندام مقابل تا ۹۰ درجه بدون خم شدن مفصل ران، بر روی اندام مورد آزمایش انتقال وزن می‌کرد. با آموزش اولیه و کنترل دامنه فلکشن زانو، اندام مورد آزمایش در زنجیره بسته تا ۸۰ درجه فلکشن که توسط الکتروگونیا متر کنترل می‌شد خم می‌شد. در این مرحله نیز از فرد خواسته می‌شد به دنبال تریگر زمانی آغاز حرکت، فلکشن زانو (مرحله اکسنتریک) از اکستنشن کامل تا فلکشن ۸۰ درجه را در حالت تحمل وزن آغاز کند.

به مجرد رسیدن به دامنه مورد نظر به مدت ۱ ثانیه صبر می‌کرد و سپس اکستنشن زانو را انجام می‌داد (مرحله کانسنتریک). این حرکت را نیز پنج بار انجام می‌داد که اطلاعات سه تکرار میانی برای محاسبه RMS انتخاب می‌شد (شکل های ۱ و ۲).

در خستگی عضلات تمرین ندیده دخالت داشته باشند که احتمالاً یک پاسخ خستگی مورد انتظار و یک انتقال مقاطع در خستگی مرکزی بین عضلات تمرین دیده و تمرین ندیده را مطرح می‌کند (۹).

نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که زمان تحمل پذیری در بارگذاری های بالاتر کاهش می‌یابد. همچنین مقدار نیرو پس از تستهای خستگی آشکارا کاهش می‌یابد. اما میانه فرکانس تنها پس از اعمال نیروی زیاد و خستگی شدید کاهش می‌یابد (۱۰).

روش بررسی

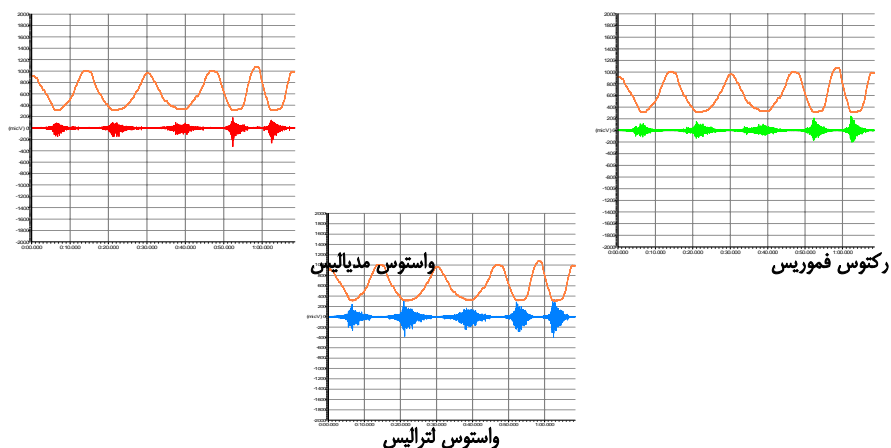
تعداد ۱۵ زن سالم در محدوده سنی ۲۰-۳۰ سال پس از ارزیابی های اولیه توسط فیزیوتراپیست و تکمیل پرسشنامه، در این تحقیق شرکت کردند.

در مرحله اول، روش ارزیابی در دو زنجیره باز و بسته به افراد آموزش داده می‌شد. سپس فرد بر روی تخت به پشت می‌خوابید محل قرار گیری الکترودهای الکترومیوگرافی برای عضلات واستوس داخلی، رکتوس فموریس و واستوس خارجی بر اساس دستورالعمل SENIAM مشخص می‌شد. دیتال الکتروگونیا متر بر روی سطح خارجی ران و ساق به نحوی قرار می‌گرفت که محور چرخش آن در سطح خارجی فضای مفصلی زانو که با لمس دقیق مشخص می‌شد واقع می‌گردید. سپس بازو های الکتروگونیا متر توسط چسب محکم می‌شد. پس از نصب الکتروگونیا متر، الکترودهای ثبات الکترومیوگرافی توسط چسب مخصوص بر روی مناطق مورد نظر (عضلات واستوس مدیالیس و لترالیس و رکتوس فموریس) قرار می‌گرفت. مراحل ثبت فعالیت الکترومیوگرافی به شرح زیر بود:

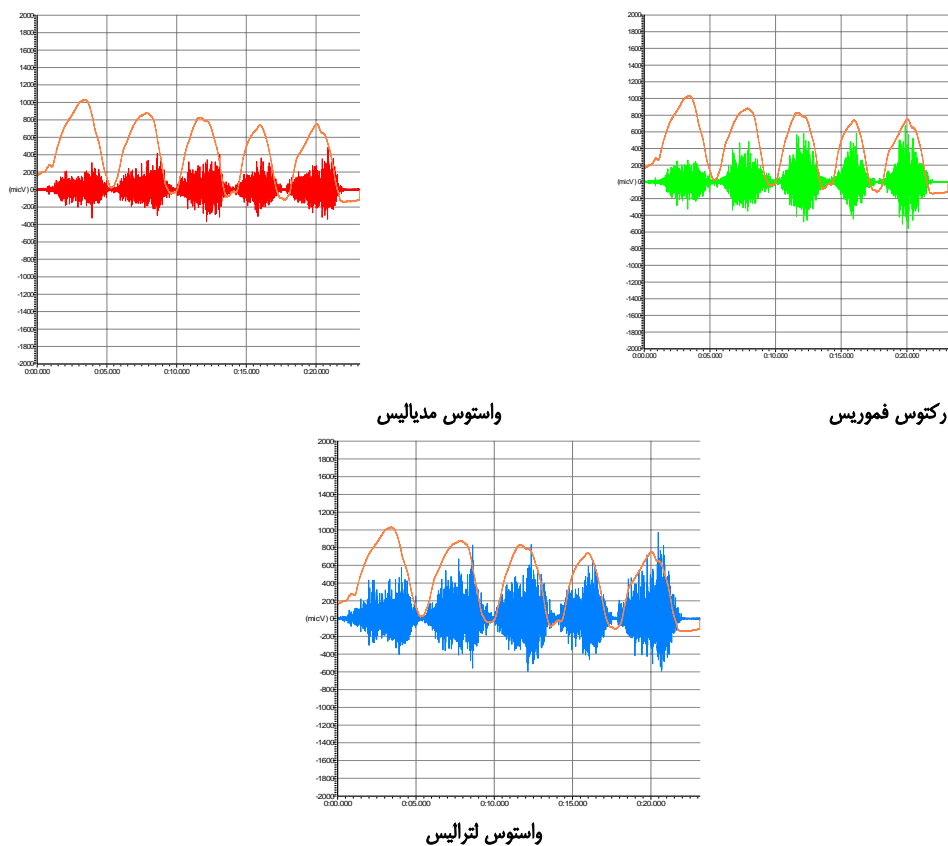
الف- قبل از خستگی:

جهت ثبت حداکثر تلاش فرد به منظور نرمال کردن سیگنال های الکترومیوگرافی در حرکات دینامیک زنجیره باز و بسته، با استفاده از الکترو داینامومتر، در وضعیت نشسته بر روی لبه تخت با فیکسیشن مناسب اندام قرار می‌گرفت. به نحوی که بتواند ۱۰ ثانیه انقباض ارادی همراه با ثبت الکترومیوگرافی را سه بار انجام بدهد. بین هر تکرار ۱ دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد.

بنابراین فرد سه بار در دامنه میانی فلکشن ران (۶۰ درجه) که توسط الکتروگونیا متر تعیین می‌شد، حداکثر انقباض ایزومتريک عضلات اکستانسور زانو را انجام می‌داد. میزان



شکل (۱) پنج حرکت فلکشن و اکستنشن زانو و ثبت از عضلات اکستانسور زانو در قبل از خستگی در زنجیره باز



شکل (۲) پنج حرکت فلکشن و اکستنشن زانو و ثبت از عضلات اکستانسور زانو در قبل از خستگی در زنجیره بسته

بعد از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی قبل از خستگی، از افراد خواسته می‌شد لب تخت بنشینند و سپس با بستن نیروسنج بر روی مچ پای مورد نظر و مونیتورینگ نیروی اعمال شده برحسب کیلوگرم، از افراد خواسته می‌شد با قرار دادن زانو در زاویه اکستنشن ۲۰ درجه که توسط گونیامتر کنترل می‌شد حداکثر تلاش خویش را برای ایجاد حداکثر انقباض

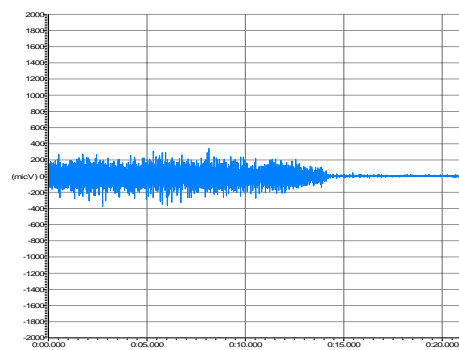
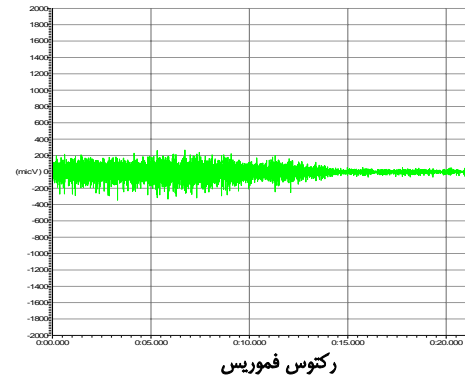
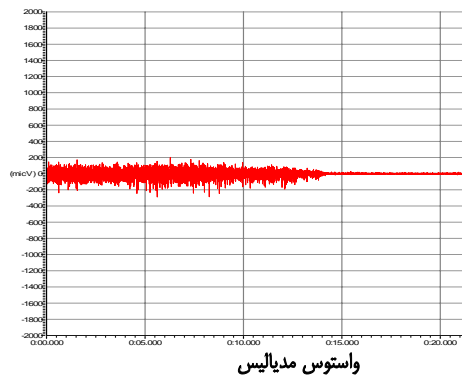
ب- روش ایجاد خستگی:
 خستگی عضلات اکستانسور ران در دو زنجیره باز و بسته به شرح زیر ایجاد شد:
 ۱- خستگی در زنجیره باز:

۲- خستگی در زنجیره بسته:

بلافاصله پس از بروز خستگی در زنجیره باز، از افراد خواسته می‌شد ابتدا در کنار تخت نشسته، و پنج بار حرکت فلکشن اکستنشن را بدون مقاومت انجام دهند و سپس کنار تخت بایستند و قبل از رفع خستگی این مرحله، شروع به حرکت به سمت فلکشن زانو در زنجیره بسته کنند و در محدوده ۶۰ درجه فلکشن زانو وضعیت موجود را تا لحظه بروز خستگی مجدد حفظ کنند. در واقع خستگی در زنجیره بسته شامل یک دوره خستگی ایزومتریک در زنجیره باز و متعاقب آن خستگی ایزومتریک در زنجیره بسته بود. علت این امر کاهش درد مفصلی ناشی از قرار گیری طولانی مدت در حالت چناتمه زدن بود.

ارادی به مدت ۱۰ ثانیه با توالی سه بار و استراحت بینابینی ۲ دقیقه انجام دهد. با تعیین حداکثر تلاش فرد در سه تکرار از وی خواسته می‌شد پس از ۲ دقیقه استراحت مجدداً در شرایط فوق قرار گیرد و وضعیت موجود را با تمام تلاش تا رسیدن به ۵۰٪ نیروی تولید شده در حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی حفظ کند. ادامه این وضعیت همراه با انقباض ایزومتریک عضلات اکستانسور زانو به

تدریج سبب بروز خستگی عضلانی می‌شد به نحوی که افراد پس از حدود ۳-۵ دقیقه دچار عدم توانایی در نگهداری اکستنشن زانو می‌شدند. همزمان با انجام تست خستگی، ثبت الکترومیوگرافی عضلات نیز انجام می‌شد. (شکل ۳).



واستوس لترالیس
شکل ۳) انجام خستگی ایزومتریک در عضلات اکستانسور زانو

اکستنشن را شبیه به حالت قبل از خستگی و به صورت ایزومتریک انجام دهند و اطلاعات آن جهت مقایسه با قبل از خستگی ذخیره می‌شد.

۲- زنجیره بسته: در این مرحله نیز بلافاصله پس از بروز خستگی عضلانی در حالت نیمه چناتمه، از افراد درخواست

ج- بعد از خستگی:

۱- زنجیره باز: بلافاصله پس از بروز خستگی در زنجیره باز، از افراد خواسته می‌شد پنج بار حرکت فلکشن

استفاده شد. برای تجزیه تحلیل یافته‌ها از نرم افزار SPSS ورژن ۱۰ و آزمون‌های غیرپارامتری از نوع Wilcoxon Signed Ranks Test استفاده گردید.

می‌شد شبیه به حالت قبل از خستگی پنج بار حرکت فلکشن اکستنشن را در زنجیره بسته انجام دهند. اطلاعات به دست آمده در کلیه مراحل توسط نرم افزار Data Log فراخوانی و مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گرفت.

یافته‌ها

تعداد ۱۵ زن سالم با میانگین سنی ۲۳/۳ سال و قد ۱/۷۰ متر و وزن ۲/۶۵ و شاخص جرم بدن ۲۳/۳ در این تحقیق شرکت کردند. نتایج نشان داد که تفاوت معنی داری بعد از خستگی بین میانه و متوسط طیف فرکانس به وجود آمد (جدول ۱).

از دستگاه الکترومیوگرافی Biometrics مدل DataLog با حساسیت $100-200 \mu v/Div$ و پنجره زمانی $100 msec/Div$ و محدوده فرکانس $10-450$ هرتز و فرکانس نمونه برداری ۱ کیلوهرتز استفاده شد. جهت سنجش دامنه حرکتی از دستگاه الکتروگونیا متر Biometrics و برای تعیین نیروی تولید شده از دستگاه الکترودینامومتر MIE

جدول (۱) میانگین و انحراف معیار میانه طیف فرکانس فعالیت عضلات، قبل و بعد از خستگی برحسب هرترز

جدول ۲	انحراف معیار	میانگین	
	۱/۸۰	۳۰/۹۵	واستوس مدیالیس
	۵/۲۶	۷۲/۵۴	رکتوس فموریس
میزان حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی با شاخص RMS و در جدول ۳ میانگین و انحراف معیار مقادیر نرمال شده فعالیت عضلات گزارش شده است.	۷/۵۵	۵۷/۳۱	واستوس لترالیس

به منظور نرمال نمودن اطلاعات، کلیه فعالیتها بر اساس حداکثر فعالیت ارادی عضلات نرمالایز شدند که در

جدول (۲) میانگین و انحراف معیار حداکثر انقباض ارادی عضلات اکستانسور زانو برحسب میکروولت

P Value	بعد از خستگی		قبل از خستگی		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۰۰۵	۳/۷۶	۴۵/۰۳	۱/۲۷	۶۶/۴۲	واستوس مدیالیس
۰/۰۰۵	۴/۵۸	۵۱/۲۸	۷/۵۷	۸۶/۸۹	رکتوس فموریس
۰/۰۰۵	۴/۰۱	۴۴/۰۱	۳/۲۳	۱۰۷/۶۹	واستوس لترالیس

تفاوت معنی داری بین شرایط قبل و بعد از خستگی در هر دونوع انقباض کانسنتریک و اکسنتریک وجود دارد (جدول ۳).

جدول ۳) میانگین و انحراف معیار فعالیت نرمال شده نسبت به حداکثر انقباض ارادی عضلات در دو زنجیره باز و بسته قبل از خستگی

P Value	زنجیره بسته		P Value	زنجیره باز			
	انحراف معیار	میانگین		انحراف معیار	میانگین		
-	۹۲/۵۲	-۲۱۴/۱۰	-	۱۳/۳۶	-۱۱۲/۸۸	قبل از خستگی	واستوس مدیالیس
۰/۰۰۷	-۳۸/۹۵	-۸۶/۸۰	۰/۰۰۵	۵۲/۷۸	۱۲۰/۹۰	بعد از خستگی	
-	۲۹/۷۰	-۱۲/۹۰	-	۶/۰۶	-۷۹/۱۱	قبل از خستگی	رکتوس فموریس
۰/۰۰۵	۴۶/۱۵	۱۷۱/۴۰	۰/۰۴۷	۲۰/۸۳	-۵۹/۵۰	بعد از خستگی	
-	۵۳/۱۳	-۲۸۳/۷۰	-	۳۱/۹۳	-۱۸۷/۰۳	قبل از خستگی	واستوس لترالیس
۰/۷۲	۸۶/۱۵	-۲۸۶/۹۰	۰/۰۰۵	۳۷/۸۹	-۱۵۲/۸۰	بعد از خستگی	

همچنین نتایج نشان داد که تفاوت عمده‌ای در زمانبندی به کارگیری فعالیت عضلات بعد از خستگی بروز می‌کند (جدول ۴).

جدول ۴) میانگین و انحراف معیار زمانبندی شروع فعالیت عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس در دو زنجیره باز و بسته قبل و بعد از خستگی برحسب میکروسکند

P Value	زنجیره بسته		زنجیره باز			
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
-	۹/۸۷	۸۹/۸۴	۴/۸۹	۲۸/۶۴	قبل از خستگی	کانستریک
۰/۰۰۵	۱۰/۵۱	۸۵/۵۱	۳/۹۵	۱۹/۷۷	بعد از خستگی	
-	۵۷/۵۲	۹۹/۹۵	۱/۷۹	۲۴/۱۷	قبل از خستگی	واستوس مدیالیس
۰/۰۰۵	۲۲/۰۲	۸۲/۹۷	۳/۸۲	۱۷/۰۶	بعد از خستگی	
-	۷/۳۴	۶۷/۲۶	۳/۰۷	۲۴/۹۰	قبل از خستگی	کانستریک
۰/۰۰۵	۶/۴۱	۵۸/۹۳	۳/۱۴	۱۵/۷۱	بعد از خستگی	
-	۵/۸۴	۶۰/۲۷	۴/۲۸	۲۱/۱۷	قبل از خستگی	رکتوس فموریس
۰/۰۰۵	۱۲/۱۶	۴۱/۱۵	۲/۷۷	۱۳/۸۶	بعد از خستگی	
-	۱۲/۴۴	۸۷/۲۶	۴/۰۱	۲۶/۰۵	قبل از خستگی	کانستریک
۰/۰۰۵	۲۴/۲۵	۹۹/۰۷	۴/۶۹	۲۰/۰۶	بعد از خستگی	
-	۱۷/۳۱	۹۹/۳۶	۳/۰۰	۲۱/۱۹	قبل از خستگی	واستوس لترالیس
۰/۰۰۵	۲۸/۵۲	۸۸/۳۳	۴/۰۵	۱۷/۵۹	بعد از خستگی	

خستگی ایزومتریک عضلات اکستانسور، هر سه عضله دچار کاهش در سطح فعالیت حداکثر نسبت به حداکثر تلاش ارادی می‌شوند. این یافته با سایر منابع تحقیق در این زمینه همراه است و نشان دهنده اثرات به کارگیری واحدهای حرکتی می‌باشد. نکته قابل توجه کاهش سطح فعالیت نرمال شده این سه عضله در نوع انقباض اکستریک در زنجیره باز است. این تغییر می‌تواند ناشی از جهت حرکت ساق در تکرارهای پنج گانه حرکتی در آزمایش، با جاذبه باشد.

بر اساس نتایج ما میانه طیف فرکانس مطابق با سایر منابع موجود در این زمینه کاهش نشان داد. یافته این تحقیق موافق با سایر بررسی‌های گذشته نظیر مطالعه Pincivero و همکارانش می‌باشد. به عبارت دیگر، پدیده خستگی عضلانی محیطی به دنبال آزمون خستگی اتفاق افتاده است. به دنبال خستگی، فعالیت کانستریک در عضلات اکستانسور زانو در زنجیره باز، کاهش معنی داری را در سطح فعالیت خود نسبت به حداکثر فعالیت ارادی نشان داد و به نظر می‌رسد که با بروز

بحث

عضله اکستانسور زانو می شود، به نحوی که الگوی فعالیت به صورت واستوس لترالیس، رکتوس فموریس و واستوس مدیالیس می شود. به نظر می رسد که در بعد از خستگی تغییرات در سطح کنترل حرکت سعی در به کارگیری عضلات با کارایی بیشتر باشند. هر چند که عضله واستوس مدیالیس در پروتکل خستگی نیز نسبت به دو عضله دیگر بیشتر خستگی را نشان داده است. این مطلب مؤید به کارگیری بیشتر عضله واستوس لترالیس می باشد و عهده دار بودن این عضله در اکستنشن زانو است. این نتایج با گزارشهای Shinohara و همکارانش مطابقت داد. بررسی نشان داد که در زنجیره بسته نیز در بعد از خستگی تغییرات قابل توجهی در زمان بندی اتفاق افتاده است. الگوی زمانبندی در قبل از خستگی به صورت واستوس لترالیس و استوس مدیالیس و رکتوس فموریس است که در بعد از خستگی نیز همین الگو حفظ گردیده است. با این تفاوت که تغییرات در رکتوس فموریس به صورت تأخیر کامل در شروع فعالیت است و حداکثر آن به بعد از انجام حرکت ویژگیهای بیومکانیکال آن سبب می شود تا این عضله به عنوان اصلی ترین اکستانسور زانو در نظر گرفته شود.

کلیه این مطالعات بررسی خطی تغییرات بعد از خستگی است و جای دارد که در تحقیقات بعدی ارزیابی های غیرخطی نیز انجام شود و نتایج مورد مقایسه قرار گیرد.

در زنجیره بسته حرکتی مشاهده شد که در بعد از خستگی، کاهش معنی داری در انقباض کانستریک عضله، علی رغم وجود کاهش بسیار کم در میانه طیف فرکانس وجود دارد. این پدیده بویژه در عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس وجود دارد. در نوع انقباض کانستریک در زنجیره بسته نیز کاهش معنی دار سطح فعالیت نرمال شده دیده شد که این بار نیز شبیه به نوع انقباض کانستریک درصد این کاهش خیلی زیاد نبوده است. که به نظر می رسد افزایش سطح RMS به دلیل همزمانی واحدهای حرکتی باشد.

مطالعات این تحقیق نشان داد که در زنجیره باز الگوی زمانبندی فعالیت عضلات به صورت واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و رکتوس فموریس است. به عبارت دیگر هر سه عضله در قبل از شروع حرکت با زمانی حدود ۲۰۰ تا ۷۰ میلی سکند زودتر وارد عمل می شود. این الگو در بعد از خستگی تغییر کرد و سبب تأخیر زمانی در شروع فعالیت سه منتقل شده است. نکته قابل توجه معنی دار نبودن تغییرات در زمانبندی عضله واستوس لترالیس است که نشان می دهد مانند زنجیره باز عمده مسئولیت شروع و ادامه حرکت با این عضله است. حجم زیاد، نوع محور عملکردی عضله و سایر

REFERENCES:

1. Billaut F, Basset FA, Giacomoni M, Lemaitre F, Tricot V, Falgairette G. Effect of high-intensity intermittent cycling sprints on neuromuscular activity. *Int J Sports Med* 2006; 27(1): 25-30.
2. Laplaud D, Hug F, Grelot L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16(2):158-166.
3. Kouzaki M, Shinohara M. The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *J Appl Physiol* 2006; 101(3):715-720.
4. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15(1) :102-110.
5. Suzuki H, Conwit RA, Stashuk D, Santarsiero L, Metter EJ. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. *Med Sci Sports Exerc*. 2002; 34(9): 1509-1517.
6. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech* 2006; 39(2): 246-254.
7. Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13(1): 83-92.
8. Clark BC, Collier SR, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Sex differences in muscle fatigability and activation patterns of the human quadriceps femoris. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94(1-2):196-206.
9. Rattay J, Martin PG, Kay D, Cannon J, Marino FE. Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. *Pflugers Arch* 2005; 20: 1-9.
10. Dias da Silva SR, Goncalves M. Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2006; 46(1): 35-42.

The changes of motor control strategy following fatigue in extensor muscles of knee

*Talebian S¹, Fakhari Z², Mehrdad S²

1- Associate Professor of Tehran University of Medical Science

2- Lecturer of Tehran University of Medical Sciences

Abstract:

Background and aim: The knee joint is one of the most important joints of human body, which tolerates many forces while the subject is standing up or walking especially during close chain and squat positions.

Muscle fatigue may cause some modifications on effects of forces and accordingly some changes on strategy of movement, therefore the concentration in thigh muscles' impression on continuous movements is a guidance that makes the investigation on these changes so important.

Materials and Methods: Fifteen healthy women in the range of 20-30 years were contributed in this study. Muscle fatigue was applied in separate sessions by maximal voluntary contraction (MVC) in both open and close chains.

Subjects were done five dynamic repetitions of flexion / extension motion of knee before and after fatigue tests. Surface electromyography (sEMG) recorded from vastus medialis (VM), rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL) muscles during all conditions of tests. Normalized electromyography (NEMG) of muscles activities in two conditions of concentric (Con) and eccentric (Ecc), also median frequency (MF) were calculated for fatigue index. Muscle timing or recruitment pattern indicated by onset of muscle activities for both dynamics chains.

Results: There are significant differences of fatigue indexes between before and after fatigue tests ($p < 0.05$). After fatigue muscle timing delayed in open chain ($p < 0.05$) and recruitment patterns changed from VL- VM- RF to VL-RF-VM. Fatigue test in close chain caused increment of muscle timing ($p < 0.05$), but it did not change recruitment patterns.

Conclusion: After fatigue tests MF reduced little than NEMG. Significant difference occurred in muscle timing. These variations were increase and delay of timing with change of recruitment in open chain. These findings suggest that motor control strategy will change at different conditions of with and without load situations.

Keywords: Motor Control, Muscle Fatigue, Knee Joint, Surface Electromyography, Muscle Timing.

*Corresponding author:

Dr. Saeed Talebian Associate Professor, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences.

E-mail: talebian@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS).