

پژوهش‌های فیزیولوژی و مدیریت در ورزش

دوره ۱۲، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۹

ص ص: ۱۳۳-۱۲۳

بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در حرکت آبدولیوچاگی در مردان نخبه

شهرام کاردان^۱ - محسن برغمندی^{۲*} - رقیه افرونده^۳ - محمد عبدالله پور درویشانی^۴

۱ و ۴. دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل،

ایران ۳ و ۲. استادیار، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

(تاریخ دریافت: ۱۱/۰۲/۱۳۹۸، تاریخ تصویب: ۰۳/۰۲/۱۳۹۹)

چکیده

طیف فرکانس الکترومایوگرافی از شاخص‌های مهم در شناسایی میزان خستگی در عضلات است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در حرکت آبدولیوچاگی در مردان نخبه بود. ۱۴ تکواندوکار مرد با میانگین سنی $1/74 \pm 24/50$ سال با حداقل سه سال سابقه شرکت در مسابقات کشوری به صورت داوطلبانه و هدفمند با هماهنگی هیأت تکواندو استان اردبیل انتخاب شدند. از سیستم الکترومایوگرافی بدون سیم با ۸ جفت الکتروود سطحی دوقطبی برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی (نرخ نمونه برداری: ۱۰۰۰ هر تیز) عضلات اندام تحتانی طی حرکات آبدولیوچاگی استفاده شد. از آزمون آماری تی همبسته به منظور بررسی اختلاف درون گروهی استفاده شد ($P \leq 0/05$). نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی ($d=0/93, P=0/042$)، پهن خارجی ($d=0/90, P=0/044$)، راسترانی ($d=0/18, P=0/003$)، دوسررانی ($d=1/13, P=0/020$)، نیمه‌وتری ($d=0/94, P=0/029$) و سیرینی میانی ($d=1/06, P=0/023$) بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش معناداری را نشان داد. نتایج نشان داد خستگی موضعی عضلات چهارسررانی، کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات مفصل ران و سیرینی میانی را در پی داشته است. اگرچه در عضلات درشت‌نئی قدامی و دوقلو این نتیجه به دست نیامد، این تفاوت را می‌توان به اختلافات موجود در بین عضلات از نظر رفتار حرکتی نسبت داد. به همین دلیل به مربیان و بازیکنان توصیه می‌شود به تمریناتی که سبب افزایش استقامت عضلات چهارسررانی و همسترینگ و سیرینی میانی می‌شود، توجه داشته باشند.

واژه‌های کلیدی

آبدولیوچاگی، الکترومایوگرافی، تکواندوکار نخبه، طیف فرکانس.

مقدمه

تکواندو، هنر رزمی نظامی سیستماتیک و علمی کره‌ای و شامل چندین مهارت فیزیکی است. این ورزش از رشته‌های المپیک و از محبوب‌ترین ورزش‌ها در سراسر جهان است (۱). تکواندو از جمله رشته‌های ورزشی است که در ۱۴۰ کشور جهان به صورت حرفه‌ای دنبال می‌شود و ۱۲۰ کشور به صورت رسمی در فدراسیون جهانی تکواندو عضویت دارند (۲، ۳). ضربه با روی پا به پهلو حریف معمولاً مهارتی است که می‌تواند با سریع‌ترین سرعت انجام گیرد و دارای بیشترین کارایی در اکثر ورزشکاران تکواندو است (۴). استفاده از اندام تحتانی در تمرینات و مسابقات تکواندو بسیار رایج است و اغلب تکنیک‌های آن با پا انجام می‌گیرد. اجرای ضربات قدرتمند و پرسرعت از مهم‌ترین ویژگی‌های این رشته ورزشی است (۵). مشکلات سیستم اسکلتی عضلانی از شایع‌ترین علل ناتوانی در کار و بازنشستگی در رشته‌های ورزشی مختلف است (۶). فعالیت در نتیجه بار بیش از حد و خستگی سیستم اسکلتی عضلانی سبب بروز این مشکلات می‌شود (۷-۹). براساس تحقیقات انجام گرفته، الکترومایوگرافی اسطیحی به یک روش معمول برای ارزیابی بار عضلانی و خستگی عضلانی تبدیل شده است (۱۰-۱۲). هنگامی که این روش استفاده می‌شود، خستگی عضلانی براساس پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی تعیین شده در زمان (دامنه سیگنال EMG) و فرکانس ارزیابی می‌شود (۱۳).

فعالیت شدید عضلات موجب کاهش عملکرد طی فعالیت می‌شود (۱۴). فعالیت‌های سنگین طی تمرینات یا مسابقات در طول مسابقه سبب بروز خستگی عضلانی در تکواندوکاران می‌شود، که به طور کلی به عنوان کاهش توانایی فرد تعریف می‌شود (۱۵). خستگی در

الکترومایوگرافی به عنوان افزایش دامنه و کاهش طیف فرکانس شناخته می‌شود (۱۶). از آنجا که خستگی ناشی از تکرار وظایف و اضافه بار است، از دلایل اصلی صدمات اسکلتی عضلانی است (۱۷). کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی، شاخص خستگی عضلانی است که معمولاً در تجزیه و تحلیل از آن استفاده می‌کنند (۱۸). کاردوز و همکاران (۲۰۰۴) در تحقیقی به بررسی تجزیه و تحلیل طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله راست کننده ستون فقرات قبل و بعد از آزمون کششی دستی پویا پرداختند که نتایج نشان داد با توجه به تغییرات طیف فرکانس سیگنال الکترومایوگرافی، بارهای مورد استفاده در این مطالعه تأثیر معناداری بر عضله راست کننده ستون فقرات نداشتند (۱۷). کاردوز و همکاران (۲۰۱۰) به بررسی اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی در عضله درازتر از عضلات لایه میانی پشت پرداختند. نتایج نشان داد که بعد از خستگی طیف فرکانس عضله درازتر کاهش پیدا کرده است (۱۸). برای بررسی چگونگی عملکرد عضله می‌توان از ثبت و تحلیل فعالیت الکتریکی و الکترومایوگرافی عضلات استفاده کرد. پارامترهای مختلفی از سیگنال الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی می‌توان استخراج کرد (۱۹). از حساس‌ترین و رایج‌ترین مؤلفه‌های مورد استفاده در بررسی تغییرات طیف فرکانس، فرکانس میانه (MedF) است (۲۰). فرکانس میانه و RMS متأثر از سن فرد، تغییر وضعیت الکتروود بر روی پوست نسبت به تغییر اندام و عضله است (۲۱). برای به دست آوردن تفاوت در فرایندهای بیومکانیکی و فیزیولوژیکی عضلات در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری‌ها طی تکالیف مختلف حرکتی، از تجزیه و تحلیل طیف فرکانس استفاده می‌شود (۲۲). ویژگی‌های دامنه اغلب به عنوان شناسایی میزان فعالیت

اردبیل بود. معیارهای ورود به مطالعه شامل دامنه سنی ۲۰ تا ۲۷ سال، سابقه حداقل سه سال شرکت در مسابقات قهرمانی کشور که در شش ماه گذشته حداقل سه جلسه تمرین منظم تکواندو داشتند، نداشتن سابقه درد، جراحی، شکستگی و ناهنجاری‌های اندام تحتانی و تنه بود. با توجه به معیارهای ورود فقط ۱۴ نفر شرایط ورود به پژوهش حاضر را داشتند که به‌عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. اهداف و نحوه اجرا تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شد و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در پژوهش، رضایت‌نامه کتبی گرفته شد. فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی، درشت‌نئی قدامی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی و دوسررانی، سרینی میانی و نیم وتری با سیستم الکترومایوگرافی سطحی ثبت شد.

پهنای باند سیگنال‌های الکترومایوگرافی ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز بود. همه ثبت داده‌ها از عضلات پای غالب فرد گرفته شد. برای مشخص شدن آن از فرد خواسته شد ۳ بار حرکت آبدولیوچاگی را روی میت اجرا کند. پای که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به میت استفاده می‌شد، پای غالب در نظر گرفته شد. قبل از ثبت پتانسیل الکتریکی عضلات تحت مطالعه، سطح پوست تراشیده شده و سمباده کشیده شده و با الکل (Ethanol-C2H5OH/۷۰٪) تمیز شد (۲۸). برای تعیین محل الکتروگذار از استانداردهای SENIAM (۲۹) استفاده شد (۳۰). قبل از ورود به تست، یک دوره آشنایی با جزییات مراحل انجام تست با بیان یکسان برای همه افراد شرکت‌کننده صورت گرفت.

مقادیر زیر بیشینه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (SMVIC) عضلات، قبل از شروع ثبت فعالیت تمامی عضلات اندازه‌گیری و ثبت شد. SMVIC عضلات برای هر شرکت‌کننده در ۳ تریال به مدت ۶ ثانیه با فاصله ۱ دقیقه استراحت بین هر تریال ثبت شد. برای محاسبه فرکانس

عضلات استفاده می‌شود (۲۳). تغییر در به‌کارگیری واحدهای حرکتی با تغییر فرکانس مرتبط است (۲۴). همچنین فرکانس به نوع تارها (۲۵)، ضخامت تارها (۲۶) و نوع واحد حرکتی به‌کاررفته (۲۷) حساس است. برای شناسایی استراتژی‌های کنترل به‌کارگیری عضلات مختلف در سطوح نیروی متفاوت، می‌توان از فرکانس میانه به‌عنوان شاخص می‌توان استفاده کرد.

تحقیقات گذشته نشان داد که از موضوعات مهمی که به شناخت سازوکار پیچیده خستگی و رابطه آن با سایر عوامل کمک می‌کند، طیف فرکانس الکترومایوگرافی است. مطالعات محدودی در خصوص طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی تکواندوکاران در حین انجام مهارت انجام گرفته است که اغلب به بررسی اثر تجزیه و تحلیل کینماتیک مهارت پرداخته‌اند. تکواندوکاران در زمان نزدیک به پایان مسابقه با کاهش عملکرد عصبی و عضلانی مواجه می‌شوند و این کاهش عملکرد سبب می‌شود در انتهای مسابقه عملکرد قابل قبولی از خود نشان ندهند و این خستگی می‌تواند نتیجه مسابقه را عوض کند و در بعضی مواقع به دلیل شدت خستگی عضلانی دچار آسیب‌های در اندام تحتانی شوند. با وجود نتایج ضد و نقیض در خصوص خستگی و تجزیه و تحلیل مهارت آبدولیوچاگی، هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در حرکت آبدولیوچاگی در مردان نخبه است.

روش‌شناسی

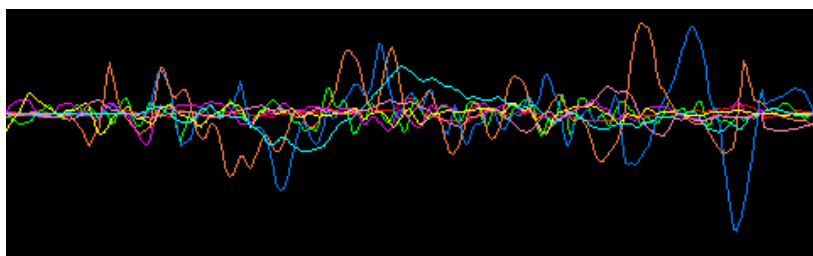
پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری شامل تمامی تکواندوکاران مرد نخبه شهرستان اردبیل بود. با استفاده از نرم‌افزار G*POWER مشخص شد که برای دستیابی به توان آماری برابر با ۰/۸، اندازه اثر برابر ۰/۸ و در سطح معناداری ۰/۰۵ حداقل به ۱۴ نفر نمونه آماری نیاز است. نمونه آماری ۱۴ تکواندوکار مرد نخبه شهرستان

پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ‌فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز انجام گرفت (۳۱). برای گرم کردن از کشش عضلات چهارسرانی، همسترینگ، عضلات کاف و اداکتورهای ران، عضلات ساق پا و مچ پا به صورت نگاه‌داشتن کشش به مدت ۳۰ ثانیه و سه تکرار کشش برای عضله استفاده شد (۳۲). پس از قرارگیری دقیق الکتروود، آزمودنی حرکت آبدولیوچاگی را در سه تکرار انجام داد. سپس برای انجام پروتکل مناسب خستگی عملکردی، الکتروودها جدا شد و هر آزمودنی عمل اکستنشن و فلکشن زانو را ۵۰ درصد قدرت بیشینه تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام حرکت فلکشن و اکستنشن زانو نباشد، ادامه دادند (۳۳-۳۶).

بلافاصله بعد از اعمال پروتکل خستگی عملکردی الکتروودها در محل دقیق خود که قبلاً با مازیک علامت‌گذاری شده بود، قرار داده شد و آزمودنی حرکت آبدولیوچاگی را در سه تکرار مجدد انجام دادند.

فعالیت عضلات از شاخص میانه فرکانس طی حرکت آبدولیوچاگی استفاده شد. این فرایند به وسیله برنامه Biometrics Datalite و MATLAB آنالیز شده و اطلاعات حاصله در نرم‌افزار Excel ثبت شد.

برای ثبت داده‌ها از دستگاه الکترومایوگرافی (Datalite Biometrics LTD, UK) ۸ کاناله بی‌سیم با الکتروودهای سطحی مدل دوقطبی (ساخت انگلستان) جفت الکتروودهای سطحی Ag/AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی $100 M\Omega$ ؛ نسبت رد شایع حالت < 110 دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. ۸ الکتروود بر روی عضلات دوقلوی داخلی، درشت‌نئی قدامی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی و دوسرانی، سرینی میانی و نیم وتری جهت ثبت فعالیت الکتریکی قرار داده شد. فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی با استفاده از فیلترهای



شکل ۱. طیف فرکانس الکترومایوگرافی طی حرکت آبدولیوچاگی

انجام پذیرفت. به منظور محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۳۷):

طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. از آزمون آماری تی همبسته به منظور تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

۲۲/۴۹±۲/۱۵ کیلوگرم و شاخص توده بدن ۲۱/۲۸±۶/۶۸

کیلوگرم بر متر مربع بود.

نتایج نشان داد میانگین سن ۲۴/۵۰±۱/۷۴ سال،

میانگین قد ۱۷۴/۲۸±۶/۷۳ سانتی‌متر، میانگین وزن

جدول ۱. مقایسه میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و شاخص توده بدن

| متغیرها | میانگین و انحراف معیار | Df | سطح معناداری |
|-------------------------------------|------------------------|----|--------------|
| سن (سال) | ۲۴/۵۰ ± ۱/۷۴ | ۱۴ | ۰/۱۱۶ |
| قد (سانتی‌متر) | ۱۷۴/۲۸ ± ۶/۷۳ | ۱۴ | ۰/۲۹۲ |
| وزن (کیلوگرم) | ۶۸/۲۱ ± ۶/۲۶ | ۱۴ | ۰/۵۴۲ |
| شاخص توده بدن (کیلوگرم بر متر مربع) | ۲۲/۴۹ ± ۲/۱۵ | ۱۴ | ۰/۴۷۸ |

اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش معناداری داشت (جدول ۲). همچنین نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله درشت‌نئی قدامی و دوقلو داخلی بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی اختلاف معناداری را نشان نداد ($P > 0.05$; جدول ۲).

نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی ($d=0.93, P=0.042$)، پهن خارجی ($d=1.18, P=0.003$)، راست رانی ($d=0.90, P=0.044$)، دوسررانی ($d=1.13, P=0.020$)، نیمه‌وتتری ($d=1.13, P=0.029$)، و سربینی میانی ($d=1.06, P=0.023$) بعد از

جدول ۲. مقایسه میانگین میانه فرکانس عضلات درشت‌نئی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسررانی، نیمه‌وتتری و سربینی میانی طی دو شرایط قبل و بعد از خستگی در حرکت آبدولیوچاگی

| عضلات | پیش آزمون | پس آزمون | درصد اختلاف | اندازه اثر | df | t | سطح معناداری |
|----------------|----------------|----------------|-------------|------------|----|------|--------------|
| درشت‌نئی قدامی | ۸۹/۱۰ ± ۲۰/۲۹ | ۸۰/۹۸ ± ۱۵/۳۶ | -۹/۱۱ | ۰/۴۵ | ۱۳ | ۱/۲۶ | ۰/۲۲۹ |
| دوقلو داخلی | ۸۳/۵۴ ± ۱۴/۹۶ | ۷۱/۱۰ ± ۱۳/۵۷ | -۱۴/۸۹ | ۰/۸۷ | ۱۳ | ۱/۹۷ | ۰/۰۶۹ |
| پهن داخلی | ۹۲/۸۳ ± ۳۶/۱۴ | ۶۵/۸۹ ± ۲۱/۶۴ | -۲۹/۰۲ | ۰/۹۳ | ۱۳ | ۲/۲۵ | *۰/۰۴۲ |
| پهن خارجی | ۹۶/۹۷ ± ۳۱/۸۸ | ۶۴/۷۰ ± ۳۹/۶۷ | -۳۳/۲۷ | ۰/۹۰ | ۱۳ | ۲/۲۳ | *۰/۰۴۴ |
| راست‌رانی | ۱۳۳/۳۳ ± ۳۵/۸۴ | ۹۴/۵۲ ± ۲۹/۷۴ | -۲۹/۱۰ | ۱/۱۸ | ۱۳ | ۳/۷۱ | *۰/۰۰۳ |
| دوسررانی | ۱۳۴/۱۵ ± ۱۸/۷۳ | ۱۰۱/۵۵ ± ۳۸/۵۹ | -۲۴/۳۰ | ۱/۱۳ | ۱۳ | ۲/۶۴ | *۰/۰۲۰ |
| نیمه‌وتتری | ۸۲/۲۸ ± ۲۰/۴۷ | ۶۴/۰۰ ± ۱۸/۳۶ | -۲۲/۲۱ | ۰/۹۴ | ۱۳ | ۲/۴۵ | *۰/۰۲۹ |
| سربینی میانی | ۱۰۸/۵۲ ± ۳۴/۸۷ | ۷۳/۸۰ ± ۳۰/۵۵ | -۳۱/۹۹ | ۱/۰۶ | ۱۳ | ۲/۵۷ | *۰/۰۲۳ |

* سطح معناداری ۰.۰۵ R

بحث

پهن خارجی و راست رانی بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش معناداری داشت. همچنین نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله دوسررانی، نیمه‌وتتری و سربینی میانی بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش معناداری یافت.

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی عضلات چهارسررانی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در حرکت آبدولیوچاگی در مردان نخبه بود. نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی،

کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی بعد از خستگی در تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات بندهان و همکاران و بیگلاند و همکاران همسو است (۳۸، ۳۹). با اینکه بندهان و همکاران اثر خستگی را بر فرکانس الکترومایوگرافی انقباض ایزومتریک عضلات فلکسور ساعد بررسی کردند، اما خستگی در عضلات از یک الگو تبعیت می‌کند، آنها علت خستگی را اسیدی شدن عضله و کاهش انرژی الکترومیوگرام (EMG) در باند H همراه می‌دانند. بیگلاند و همکاران عنوان کردند هنگام خستگی، سرعت شلیک موتونورون کاهش می‌یابد که ممکن است از طریق رفلکس محیطی منشأ یافته در پاسخ به تغییرات خستگی ناشی از عضله تنظیم شود. رتلینگ و همکاران نشان دادند طی خستگی موضعی عضلات چهارسر ران فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی کاهش پیدا می‌کند (۴۰، ۴۱). نتایج نشان می‌دهد خستگی موضعی سبب کاهش ظرفیت عملکردی و قدرت عضلانی و اختلال در فعال‌سازی همزمان و نیروی عضلات آنتاگونیست و آگونیست شده است و کاهش کارایی سیستم عصبی-عضلانی و افزایش آسیب در مفصل زانو را در پی خواهد داشت (۴۲).

مکانیسم‌های خستگی شامل سطح انگیزش آزمودنی‌ها، استراتژی عصبی (الگوی فعالیت عضلانی و فرمان حرکتی)، شدت و مدت فعالیت، سرعت انقباض و دامنه فعالیت‌ها با تأثیر بر سیستم عصبی مرکزی، تحریک اعصاب حرکتی، واحد حرکتی و عضلانی فعال (استراتژی عصبی) در انتشار عصبی عضلانی، جفت شدن انقباض و تحرک لایه‌های متابولیکی، محیط بین سلولی دستگاه انقباضی و گردش خون عضلانی وقفه ایجاد می‌کند (۴۳، ۴۴). همچنین سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی عضلانی می‌شود (۴۵). هاتفیلد گزارش داد که پس از اعمال خستگی عضلات چهارسر رانی، گشتاور و عملکرد مفصل زانو کاهش

پیدا می‌کند (۴۶). پریچارت و لاکهارت به‌طور عمده کاهش گشتاور شبکه‌ای مفصل ران را پس از خستگی گزارش دادند (۴۷). از دلایل دیگری که می‌توان با توجه به نتایج بیان کرد، این است که خستگی به‌عنوان کاهش در تولید کار در طول یک سری از انقباضات متوالی اندازه‌گیری می‌شود (۴۸). اسن و کایجسر (۱۹۷۸) (۴۹) گزارش دادند که از دلایل مهم خستگی، کاهش کلیکوژن عضله است. تارهای عضلانی که اغلب برای بازیابی کلیکوژن تخلیه شده به‌کار می‌رود، بعد از خستگی به کمترین کارایی ممکن می‌رسد و عضله قادر به ایجاد نیروی کافی طی حرکت نیست (۴۹). طیف فرکانس الکترومایوگرافی همواره تحت تأثیر پتانسیل عمل واحدهای حرکتی قرار دارد (۵۰). نتایج گذشته نشان داده شده است که خستگی موجب کاهش سرعت هدایت پتانسیل واحدهای حرکتی عضلانی می‌شود (۵۱). احتمالاً کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی پس از خستگی تغییر در سرعت پتانسیل واحدهای حرکتی عضلات باشد. به‌علاوه نتایج نشان داد طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله درشت‌نئی قدامی و دوقلو داخلی بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی اختلاف معناداری را نشان نداد. با توجه به اینکه در تحقیق حاضر خستگی موضعی عضلات چهارسر ران مدنظر بوده است، به‌نظر می‌رسد با به‌کارگیری بیشتر عضلات چهارسر ران به‌صورت درون‌گرا و همچنین عضلات همسترینگ به‌صورت برون‌گرا موجب کاهش آسیب احتمالی در مفصل زانو فعال شدند و خستگی موضعی با تأثیر مستقیم بر عضلات مفصل ران سبب تغییر در طیف فرکانس الکترومایوگرافی در حرکت آبدولیوچاگی شد. به‌نظر می‌رسد عضلات دوقلو و درشت‌نئی قدامی در پروتکل مورد استفاده کمتر تحت تأثیر خستگی قرار گرفته‌اند، هرچند عضله دوقلو و درشت‌نئی قدامی کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی را به‌دنبال داشته‌اند، ولی اختلاف معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد خستگی موضعی کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات مفصل ران و سرینی میانی را به دنبال داشته است. اگرچه در عضلات درشت‌نئی قدما می توان به اختلافات موجود در بین عضلات از نظر رفتار حرکتی (اختلاف موجود در بین عضلات از نظر رفتار حرکتی گوناگون، تفاوت در توزیع واحدهای حرکتی در برابر با خستگی) نسبت داد. بنابراین برای عملکرد بهتر ورزشکاران در انتهای مسابقه به مربیان توصیه می‌شود تمرینات اختصاصی در خصوص بالا بردن سطح استقامت و تحمل بیشتر اسید لاکتیک به خصوص در عضلات چهارسرانی و همسترینگ برنامه‌ریزی کنند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد در دانشگاه محقق اردبیلی است، که بر روی تکواندوکاران نخبه استان انجام گرفت. از این‌رو از مسئولان دانشگاه محقق اردبیلی، مرکز سلامت دانشگاه محقق اردبیلی، هیأت تکواندو استان اردبیل و همچنین تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش تشکر می‌شود.

شواهد قوی مبنی بر این وجود دارد که میزان فرکانس سیگنال‌های الکترومایوگرافی به میزان فعالیت تارهای تندانقباض و کندانقباض در یک عضله بستگی دارد (۵۳، ۵۲). حرکت آبدولیوچاگی، حرکت سرعتی است که تارهای تندانقباض در آن دخیل‌اند. در حالت قبل از خستگی مهارت با حداقل انرژی و با نیرو و ضربه بیشتری اعمال می‌شود. عضلات چهارسرانی به دلیل اکستنشن زانو فعالیت بیشتری دارد که سبب ضربه محکم‌تر و قوی‌تری می‌شود. هنگام انجام این تکنیک بدن به یک سمت متمایل می‌شود و عضلات جانب خارجی پا به خصوص دوسرانی و پهن خارجی برای مقاومت در برابر گرانش زمین انقباضات بیشتری دارد، تا بتواند وزن پا را کنترل کند. همچنین انقباضات برون‌گرای عضلات همسترینگ موجب کنترل بیشتر حرکت و کاهش آسیب احتمالی به زانو می‌شود، بنابراین حرکت آبدولیوچاگی با کنترل و تسلط بیشتری انجام می‌گیرد. اما هنگام خستگی این انقباضات کاهش می‌یابد و از قدرت و سرعت حرکت کم می‌شود. بنابراین به مربیان و بازیکنان توصیه می‌شود به تمریناتی که سبب افزایش استقامت عضلات چهارسرانی و همسترینگ و سرینی میانی می‌شود، تمرکز کنند.

پژوهش حاضر محدودیت‌های داشت که از آن جمله می‌توان به کم بودن تعداد آزمودنی‌ها، نبود گروه کنترل یا گروه غیرورزشکار در نمونه آماری اشاره کرد. از سوی دیگر، عدم ثبت همزمان متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی عضلات از دیگر محدودیت‌های پژوهش بود. به علاوه در پژوهش حاضر خستگی موضعی مطالعه شد، درحالی‌که بررسی خستگی عملکردی ممکن است نتایج متفاوتی بر روی طیف فرکانس الکترومایوگرافی در اندام تحتانی در تکواندوکاران داشته باشد.

منابع و مآخذ

1. Altarriba-Bartes A, Drobic F, Til L, Malliaropoulos N, Montoro JB, Irurtia A. Epidemiology of injuries in elite taekwondo athletes: two Olympic periods cross-sectional retrospective study. *BMJ open*. 2014;4(2):e004605.
2. Kazemi M, Waalen J, Morgan C, White AR. A profile of Olympic taekwondo competitors. *Journal of sports science & medicine*. 2006;5(CSSI):114.
3. Palomo AC, Soriano BSC, Palazón FJR, De Baranda MDPS. Effect of age category on the flexibility profile in young taekwondo athletes. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*. 2018;13(2s):34-6.
4. Chen C-Y, Jing Dai I, Chen F, Chou K-M, Chang C-K. Reliability and validity of a dual-task test for skill proficiency in roundhouse kicks in elite taekwondo athletes. *Open access journal of sports medicine*. 2015; 6:181.
5. Buško K, Nikolaidis PT. Biomechanical characteristics of Taekwondo athletes: kicks and punches vs. laboratory tests. *Biomedical Human Kinetics*. 2018;10(1):81-8.
6. Łastowiecka E, Bugajska J, Najmiec A, Rell-Bakalarska M, Bownik I, Jędryka-Góral A. Occupational work and quality of life in osteoarthritis patients. *Rheumatology international*. 2006;27(2):131-9.
7. Viikari-Juntura E. Risk factors for upper limb disorders. Implications for prevention and treatment. *Clinical orthopaedics and related research*. 1998(351):39-43.
8. English C, Maclaren W, Court-Brown C, Hughes S, Porter R, Wallace W, et al. Relations between upper limb soft tissue disorders and repetitive movements at work. *American journal of industrial medicine*. 1995;27(1):75-90.
9. James CP, Harburn KL, Kramer JF. Cumulative trauma disorders in the upper extremities: reliability of the postural and repetitive risk-factors index. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1997;78(8):860-6.
10. Cook T, Rosecrance J, Zimmermann C, Gerleman D, Ludewig P. Electromyographic analysis of a repetitive hand gripping task. *International journal of occupational safety and ergonomics*. 1998;4(2):185-200.
11. Duque J, Masset D, Malchaire J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied ergonomics*. 1995;26(1):61-6.
12. West W, Hicks A, Clements L, Dowling J. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;71(4):301-5.
13. Bartuzi P, Roman-Liu D, Tokarski T. A study of the influence of muscle type and muscle force level on individual frequency bands of the EMG power spectrum. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2007;13(3):241-54.
14. Allen D, Westerblad H. Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. *The Journal of physiology*. 2001;536(3):657-65.
15. Lorist MM, Kernell D, Meijman TF, Zijdewind I. Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *The Journal of physiology*. 2002;545(1):313-9.

16. Kallenberg LA, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2007;17(3):264-74.
17. Cardozo AC, Gonçalves M, Gauglitz AC. Spectral analysis of the electromyograph of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. *Brazilian journal of medical and biological research*. 2004; 7(7); 1081-5.
18. Cardozo AC, Gonçalves M. Effect of load level on the EMG spectra of longissimus thoracis muscle during isometric fatiguing contractions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2010;50(2):75-85.
19. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
20. Roman-Liu D, Konarska MJJoE, *Kinesiology*. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30% MVC. 2009;19(5):864-74.
21. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi AJJoE, *Kinesiology*. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. 2009;19(5):851-63.
22. Lauriti L, Motta LJ, de Godoy CHL, Biasotto-Gonzalez DA, Politti F, Mesquita-Ferrari RA, et al. Influence of temporomandibular disorder on temporal and masseter muscles and occlusal contacts in adolescents: an electromyographic study. 2014;15(1):123.
23. De Felício CM, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza CJJoE, et al. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: a correlation study. 2012;22(2):266-72.
24. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. 1990;68(3):1177-85.
25. Larsson B, Kadi F, Lindvall B, Gerdle BJJoe, *kinesiology*. Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. 2006;16(3):281-90.
26. Bilodeau M, Goulet C, Nadeau S, Arsenault AB, Gravel DJEjoap, *physiology o*. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. 1994;68(5):395-401.
27. Wakeling JM, Rozitis AIJJoEB. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. 2004;207(14):2519-28.
28. Serrao FV, Cabral CMN, Bérzin F, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport*. 2005;6(1):15-23.
29. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-74.

30. de Sèze MP, Cazalets J-R. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008;30(2):137-43.
31. Farahpour N, Jafarnejadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39: 35-41.
32. Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(6):596-603.
33. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of electromyography and kinesiology*. 1999; 9(1); 39-46.
34. Cifrek M, Tonković S, Medved V. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. *Measurement*. 2000;27(2):85-92.
35. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(1):82-7.
36. Reimer RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(1):161-6.
37. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
38. Bendahan D, Jammes Y, Salvan A, Badier M, Confort-Gouny S, Guillot C, et al. Combined electromyography-31P-magnetic resonance spectroscopy study of human muscle fatigue during static contraction. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 1996;19(6):715-21.
39. Bigland-Ritchie B, Dawson N, Johansson R, Lippold O. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *The Journal of physiology*. 1986;379(1):451-9.
40. Wretling M-L, Henriksson-Larsen K. Mechanical output and electromyographic parameters in males and females during fatiguing isokinetic knee-extensions. *International journal of sports medicine*. 1998;19(06):401-7.
41. Wretling M-L, Henriksson-Larsen K, Gerdle B. Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1997;76(6):483-90.
42. Jeon S, Ye X, Miller WM. Sex comparisons of agonist and antagonist muscle electromyographic parameters during two different submaximal isometric fatiguing tasks. *Physiological reports*. 2019;7(5):e14022.

43. Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold O, Woods J. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of neurophysiology*. 1983; 50(1); 313-24.
44. Bigland-Ritchie B, Kukulka C, Lippold O, Woods J. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of physiology*. 1982;330(1):265-78.
45. Qu X, Yeo JC. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *Journal of biomechanics*. 2011;44(7):1259-63.
46. Hatfield G. *The Effects of Quadriceps Impairment on Lower Limb Kinematics, Kinetics And Muscle Activation During Gait In Young Adults*: Dalhousie University; 2009.
47. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait & posture*. 2008;28(4):568-73.
48. Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications*: Elsevier Health Sciences; 2004.
49. Essén B, Kaijser L. Regulation of glycolysis in intermittent exercise in man. *The Journal of physiology*. 1978;281(1):499-511.
50. Pitt M. Neurophysiological assessment of abnormalities of the neuromuscular junction in children. *International journal of molecular sciences*. 2018;19(2):624.
51. Mohr M, Schön T, Von Tscherner V, Nigg B. Intermuscular Coherence Between Surface EMG Signals Is Higher for Monopolar Compared to Bipolar Electrode Configurations. *Frontiers in physiology*. 2018;9:566.
52. Wakeling JM, Syme DA, JM, Medicine NO, Jot AA, oE. Wave properties of action potentials from fast and slow motor units of rats. 2002;26(5):659-68.
53. Sadoyama T, Masuda T, Miyata H, Katsuta S, JEjoap, physiology o. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. 1988;57(6):767-71.
54. Wakeling JM, Liphardt A-M, Nigg BM, JJob. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. 2003;36(12):1761-9.

An Investigation of the Effect of Quadriceps Fatigue on Electromyography Frequency Spectrum in the Lower Limb Muscles during Apdoliochagi in Elite Men

Shahram Kardan¹ - Mohsen Barghamadi*² - Roghayeh Afroondeh³ - Mohammad Abdollahpour Darvishani⁴

1,4. MSc Student, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Department of Physical Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran 2,3. Assistant Professor, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Department of Physical Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

(Received: 2019/05/01; Accepted: 2020/04/22)

Abstract

The frequency spectrum of electromyography is one of the important indicators to identify the amount of fatigue in the muscles. The aim of this study was to evaluate the effect of quadriceps fatigue on the electromyography frequency spectrum in lower limb muscles in elite men during the Apdoliochagi. 14 male taekwondo players (mean age of 24.50 ± 1.74 years) with at least 3 years of participation in national competitions were voluntarily and purposively selected with coordination of the taekwondo board of Ardabil province. A wireless electromyography system with 8 pairs of bipolar surface electrodes was used to record the electromyography activity of lower limb muscles during the Apdoliochagi (sample rate: 1000 Hz). Paired t test was used to analyze within-group differences ($P \leq 0.05$). Results showed a significant decrease in the frequency spectrum of electromyography in vastus medialis ($P=0.042$, $d=0.93$), vastus lateralis ($P=0.044$, $d=0.90$), rectus femoris ($P=0.003$, $d=1.18$), biceps femoris ($P=0.020$, $d=1.13$), semi tendentious ($P=0.029$, $d=0.94$) and gluteus medius ($P=0.023$, $d=1.06$) after fatigue compared with the period before fatigue. The results showed a significant decrease in the frequency spectrum of electromyography in muscles of the hip and gluteus medius after quadriceps fatigue. Although such results were not obtained in the muscles of tibia anterior and gastrocnemius, this difference can be attributed to the differences in muscle mobility in terms of motor behavior. So, coaches and players are recommended to focus on those exercises which increase endurance of quadriceps, hamstring and gluteus medius.

Keywords

Apdoliochagi, electromyography, elite taekwondo player, frequency spectrum.

* Corresponding Author: Email: barghamadi@uma.ac.ir ; Tel: +989153058339