پژوهش‌های فیزیولوژی و مدیریت در ورزش
دورهٔ ۱۲، شمارهٔ ۴، زمستان ۱۳۹۹
ص ص : ۱۲۴ - ۱۱۵

بررسی اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در وزنه‌برداران نوجوان طی حرکت یک‌ضرب و دوضرب

سجاد انوشیروانی*[۱] – امیرعلی جعفرنژاد گرو[۲] – محمد عبداله‌پور درویشانی[۳] – امید یوسفی بیله‌سوار [۴]
۱.استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران۳. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران۴. کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
(تاریخ دریافت : ۲۴/ ۰۲/ ۱۳۹۸ ، تاریخ تصویب : ۱۳ / ۰۲ / ۱۳۹۹)

چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در وزنه‌برداران نوجوان طی حرکات یک‌ضرب و دوضرب بود. پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. ۱۵ وزنه‌بردار نوجوان ۱۲ تا ۱۷ ساله با هماهنگی با هیأت وزنه‌برداری استان اردبیل به‌طور هدفمند انتخاب شدند. از سیستم الکترومایوگرافی بدون سیم با ۸ جفت الکترود سطحی دوقطبی برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی (نرخ نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز) عضلات اندام تحتانی طی حرکات یک‌ضرب و دوضرب استفاده شد. برای انجام پروتکل مناسب خستگی عملکردی هر آزمودنی حرکت اسکوات را برحسب ۵۰ درصد از وزن بدن تا حد واماندگی ادامه دادند. از آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه به‌منظور تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد (P<۰/۰۵). نتایج نشان داد میانهٔ فرکانس عضلهٔ پهن داخلی در حرکت یک‌ضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری داشت (P=۰/۰۲۳؛ اندازهٔ اثر بالا). به‌علاوه میانهٔ فرکانس فعالیت عضلهٔ نیم‌وتری در حرکت یک‌ضرب بیشتر از حرکت دوضرب بود (P=۰/۰۴۷؛ اندازهٔ متوسط). همچنین میانهٔ فرکانس عضلهٔ راست رانی (P=۰/۰۲۱؛ اندازهٔ اثر متوسط) و دوسررانی (P=۰/۰۳۳؛ اندازهٔ اثر متوسط) در حرکت دوضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری داشت. نتایج نشان داد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین عضلات اندام تحتانی در دو حرکت یک‌ضرب و دوضرب قبل و بعد از اعمال خستگی پاسخ‌های متفاوتی را نشان دادند. به همین دلیل لزوم اجرای تمرینات اختصاصی برای هر عضله در تکنیک‌های مختلف ضروری است.

واژه‌های کلیدی

حرکت دوضرب، حرکت یک‌ضرب، خستگی، طیف فرکانس، وزنه‌برداری.

* نویسندهٔ مسئول : تلفن : ۰۹۱۲۵۰۳۸۴۱۱
Email:s.anoushirvani@uma.ac.ir

مقدمه

وزنه‌برداری از رشته‌های ورزشی محبوب و مدال‌آور المپیکی و جهان در کشور ماست که ورزشکاران زیادی هر ساله به این رشتهٔ ورزشی علاقه‌مند و جذب می‌شوند. وزنه‌برداری نوعی ورزش قدرتی است که در آن دو یا چند مفصل و کل بدن در انجام حرکات وزنه‌برداری نقش ایفا می‌کنند. وزنه‌برداری بخش عمدهٔ بازی‌های مدرن المپیک بوده است و از مشارکت عظیم و رو به رشد بین‌المللی برخوردار است (۱). در خلال انجام حرکت یک‌ضرب و دوضرب، وزنه‌برداران باید حداکثر نیرو را ایجاد کنند. حرکت یک‌ضرب و دوضرب در وزنه‌برداری حرکات پیچیده‌ای هستند که کل بدن را درگیر یک سری از انقباضات عضلانی سنگین می‌کنند (۲). وزنه‌برداران به‌دلیل اهمیت مسابقات در طول روز در دو نوبت صبح و عصر تمرینات خود را سپری می‌کنند که این می‌تواند خستگی عضلانی و آسیب‌دیدگی را در پی داشته باشد. خستگی ناتوانی در استمرار تولید نیروی لازم، جهت انجام دادن فعالیت بدنی تعریف می‌شود (۳). خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عضلانی می‌شود (۴). عوامل مؤثر در بروز خستگی در دو دستهٔ کلی شامل عوامل مرکزی مانند خستگی به‌وجودآمده در اثر اختلال در سیستم عصبی عضلانی و عوامل محیطی مانند خستگی در اثر اختلالات انقباض عضلانی جای می‌گیرند (۴). عضلهٔ چهارسر ران بازکنندهٔ اصلی مفصل زانوست که در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی فعال می‌شود (۵). خستگی با کاهش عملکرد عصبی - عضلانی نقش مهمی در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی-عضلانی عضلات اطراف مفصل زانو هنگام حرکت‌های پویا (۵)، به‌خصوص در حرکت یک‌ضرب و دوضرب در وزنه‌برداری ایفا می‌کند.

امروزه با توجه به اهمیت عضلات برای ایجاد نیرو طی حرکات یک‌ضرب و دوضرب در وزنه‌برداری امکان اندازه‌گیری انقباض‌های عضلانی به‌صورت کانسنتریک، ایزومتریک و اکسنتریک وجود دارد. در انقباض اکسنتریک، نیروی عضله در برابر نیروی ایجادشده از طریق جسم خارجی مقاومت می‌کند که سبب افزایش طول عضله می‌شود و انقباض اکسنتریک صورت می‌گیرد (۶).

تحقیقات پیشین نشان می‌دهد که خستگی عضلانی سبب افزایش دامنهٔ نوسانات پاسچر و کاهش توانایی تعادل عضلات همسترینگ نسبت به چهارسر ران می‌شود (۷). عضلهٔ چهارسر ران در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نقش بسیار مهمی دارد. همچنین تحقیقات نشان داده است که خستگی عملکردی موجب تغییر در مکانیسم بارگیری در عضلات اندام تحتانی می‌شود. مطالعات دیگر رابطهٔ بین خستگی و عملکرد رفلکس عضلانی را بررسی و نشان داده‌اند که خستگی سبب افزایش زمان رفلکس عضلانی در طی فعالیت می‌شود. مطالعات نشان داده است خستگی ناشی از تمرین در ورزشکاران سبب افزایش دامنهٔ نوسانات قامت، کاهش توانایی تعادل و اختلال در حس عمقی و در کل به‌هم خوردن تعادل عصبی-عضلانی می‌شود (۹، ۸). چنین تغییراتی می‌تواند زمان فعالیت عضلات درگیر را دچار اختلال کند و سبب ایجاد آسیب در فعالیت‌های ورزشی سنگین مانند وزنه‌برداری در حرکت یک‌ضرب و دوضرب که نیازمند هماهنگی هرچه بیشتر عضلات اندام تحتانی برای ایجاد ثبات مفصل زانوست، شود. با توجه به اینکه در سرعت‌های بالا ثبات مفصل کاهش پیدا می‌کند، اگر عضلات نتوانند ثبات مفصل را فراهم کنند، مفاصل در معرض آسیب قرار می‌گیرند (۱۱، ۱۰). به‌طور معمول آسیب‌های حاد ورزشی در فعالیت‌های شدید مانند وزنه‌برداری به‌وجود می‌آید و مچ

پا و مفصل زانو در اندام تحتانی بیشتر در معرض آسیب قرار دارند (۱۲). تحقیقات زیادی نشان داده‌اند که میزان بروز آسیب‌های اندام تحتانی در طی فعالیت‌های ورزشی بیشتر است و خستگی موجب تشدید این آسیب‌ها و کاهش عملکرد و توان ورزشکاران می‌شود. به‌هنگام خستگی عضلات نگه‌دارندهٔ مفصل زانو از جمله همسترینگ، توانایی‌شان برای محافظت این مفصل به‌علت کاهش ناگهانی سرعت کم شده و به افزایش آسیب (۱۳) در وزنه‌برداران منجر می‌شود. وزنه‌برداران برای انجام حرکت یک‌ضرب و دوضرب به جهش‌های بسیار قوی نیاز دارند. به همین دلیل ثبات مفصلی بسیار قوی در مفصل زانو برای ایجاد حفظ تعادل ضروری است. از طرفی کاهش توانایی تعادل عضلات همسترینگ و چهارسررانی موجب آسیب‌های شدیدی در مفصل زانو و مچ پا می‌شود. یکی از مباحث مهمی که به شناخت مکانیسم پیچیدهٔ خستگی و رابطهٔ آن با سایر عوامل کمک می‌کند، ایجاد روش مطمئن و کمی به‌منظور ارزیابی و اندازه‌گیری خستگی است (۱۵، ۱۴).

تجزیه‌وتحلیل الکترومایوگرافی عضلات بزرگ و درگیر در عمل یک‌ضرب و کشش دوضرب بیانگر این است که هماهنگی داخل‌عضلانی قهرمانان از نظر اقتصادی در انجام حرکت وزنه‌برداران مبتدی تفاوت زیادی دارد. تأثیر فعالیت‌های عضلانی به گشتاور خالص تولیدشده بستگی دارد (۲). آنالیزی از الکترومایوگرافی هماهنگی داخل‌عضلانی وزنه‌برداران نخبه و قهرمانان بین‌المللی تغییر سریعی را در عضلات بازکنندهٔ اکستنسورهای ران و فلکسورهای زانو و به‌عبارت دیگر تغییر سریع بین عضلات اگونیست و انتاگونیست ران را نشان می‌دهد. در عمل فلکسورهای عضلات جمع‌کنندهٔ زانو در حالت ریلکس قرار دارند، درحالی‌که عضلات بازکنندهٔ زانو در حالت انقباض قرار دارند. آنالیز هماهنگی درون‌عضلانی وزنه‌برداران مبتدی تنش طولانی را در عضلات بازکنندهٔ ران و عضلات خم‌کنندهٔ زانو ایجاد کرده است. هماهنگی داخل‌عضلانی مستلزم تغییر در فعالیت الکترومایوگرافی بین عضلات اگونیست و انتاگونیست است (۶). هماهنگی داخل‌عضلانی و تمرینات وزنه‌برداری کارایی بسیار بالای تکنیکی در یک‌ضرب و دوضرب نوعاً محصول موزون‌سازی حرکات از طریق تکرار است. مقصود نهایی از تمرینات وزنه‌برداری توسعه و تکامل مهارت در بلند کردن حداکثر وزنه در یک‌ضرب و دوضرب در لحظهٔ مناسب رقابت است. این مهارت تکنیکی در ارتباط با بلند کردن وزنه‌های بیشتر در ارتفاع کمتر با سرعت کمتر میلهٔ وزنه‌برداری به سرعت بیشتر حرکت بدن در مقایسه با سرعتی که در زدن وزنه‌های زیر حداکثر در دوضرب و یا یک‌ضرب است، مرتبط است (۱۲).

تحقیقات گذشته نشان می‌دهد روش تجزیه‌وتحلیل طیف فرکانسی برای کاربردهای تحقیقی و بالینی در خستگی استفاده می‌شود (۱۶-۴۱). تغییر در طیف فرکانس در پاسخ و هماهنگ‌سازی واحدهای حرکتی (۱۷)، نوع تارها (۱۹، ۱۸) و ضخامت تارها (۲۰) مرتبط است. میانهٔ فرکانس و میانگین فرکانس دو عامل مهم از عملکرد طیف فرکانس هستند که به‌عنوان راهکارهای مفید از طیف فرکانس الکترومایوگرافی استفاده می‌شوند (۲۱). برخی مطالعات نشان داده‌اند که تجزیه‌وتحلیل فرکانس می‌تواند اطلاعات مربوط به تغییرات فیزیولوژیکی در طیف توان را نشان دهد. با توجه به تحقیقات گذشته می‌توان گفت از طریق تجزیه‌وتحلیل طیف فرکانس محقق می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری را در مورد مشارکت‌های انجام‌گرفته به‌وسیلهٔ فرکانس خاص سیگنال الکترومایوگرافی به‌دست آورد.

فعالیت عضلات اندام تحتانی از عوامل مهم در اجرای حرکت یک‌ضرب و دوضرب وزنه‌برداران است که نقش عمده‌ای در پیشگیری از آسیب دارد. از آنجا که فعالیت عضلات اندام تحتانی تحت تأثیر خستگی قرار می‌گیرد، با

وجود این، اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی در وزنه‌برداران در حرکات یک‌ضرب و دوضرب به لحاظ علمی بررسی نشده است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در وزنه‌برداران نوجوان طی حرکات یک‌ضرب و دوضرب بود.

روش‌شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. جامعهٔ آماری شامل تمامی وزنه‌برداران نوجوان شهرستان اردبیل بود. با استفاده از نرم‌افزار G*POWER مشخص شد که برای دستیابی به توان آماری برابر با ۰/۸، اندازهٔ اثر برابر ۰/۸ و در سطح معناداری ۰/۰۵ حداقل به ۱۵ نفر نمونهٔ آماری نیاز است. نمونهٔ آماری ۱۵ وزنه‌بردار نوجوان ۱۲تا ۱۷ ساله، قد ۳/۵۸ ± ۱۷۳/۹۲سانتی‌متر، وزن ۵/۷۱ ± ۷۴/۶۰ کیلوگرم و شاخص تودهٔ بدن ۲/۶۴ ± ۲۴/۷۶ کیلوگرم بر متر مربع از شهرستان اردبیل انتخاب شدند. پژوهش حاضر دارای کد اخلاق با شمارهٔ IR.ARUMS.REC.1398.056 بوده که از کمیتهٔ اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت شد. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیهٔ هلسینکی انجام گرفت.

معیارهای ورود به مطالعه شامل نداشتن سابقهٔ درد، جراحی، شکستگی و ناهنجاری‌های اندام تحتانی و تنه بود. اهداف و نحوهٔ اجرای تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شد و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در پژوهش، رضایت‌نامهٔ کتبی گرفته شد. فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی، درشت‌نئی قدامی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی و دوسر رانی، سرینی میانی و نیم وتری با سیستم الکترومایوگرافی سطحی ثبت شد. پهنای باند سیگنال‌های الکترومایوگرافی ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز بود. همهٔ ثبت داده‌ها از عضلات پای غالب فرد گرفته شد. برای مشخص شدن آن از فرد خواسته شد ۳ بار توپی را با پا شوت کند. پایی که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به توپ استفاده می‌شد، به‌عنوان پای غالب درنظر گرفته شد (۲۲). قبل از ثبت پتانسیل الکتریکی عضلات تحت مطالعه، سطح پوست تراشیده شده و سمباده کشیده شد و با الکل ۷۰ درصد تمیز شد (۲۳). برای تعیین محل الکترودگذاری از استانداردهای SENIAM استفاده شد (۲۴). قبل از ورود به تست، یک دوره آشنایی با جزییات مراحل انجام تست با بیان یکسان برای همهٔ افراد شرکت‌کننده صورت گرفت. برای گرم کردن از کشش عضلات چهارسر رانی، همسترینگ، عضلات کاف و اداکتورهای ران، عضلات ساق پا و مچ پا به‌صورت نگه‌داشتن کشش به مدت ۳۰ ثانیه و سه تکرار کشش برای عضله استفاده شد (۲۵). بعد از قرارگیری دقیق الکترود، آزمودنی برحسب ۷۰ درصد آخرین رکورد خود در مسابقات کشوری، حرکت یک‌ضرب و دوضرب را در سه تکرار انجام داد. زمان استراحت بین دو حرکت یک‌ضرب و دوضرب ۳ دقیقه بود. سپس برای انجام پروتکل مناسب خستگی عملکردی هر آزمودنی حرکت اسکوات چهارسر رانی را برحسب ۵۰ درصد از وزن بدن تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام اسکوات نباشند، ادامه داد (۲۶-۲۹).

بلافاصله بعد از اعمال پروتکل خستگی عملکردی آزمودنی ۷۰ درصد آخرین رکورد خود در مسابقات کشوری حرکت یک‌ضرب و دوضرب را انجام داد. فاصلهٔ زمانی استراحت بین سه تکرار در حرکت‌های یک‌ضرب و دوضرب ۳۰ ثانیه بود (۲۲).

تحلیل آماری

طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه به‌منظور تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS

نسخهٔ ۲۴ انجام پذیرفت. به‌منظور محاسبهٔ اندازهٔ اثر (d) از رابطهٔ زیر استفاده شد (۳۰):

$$\text{اندازهٔ اثر}(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

نتایج نشان داد میانهٔ فرکانس عضلهٔ پهن داخلی در حرکت یک‌ضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری یافت (P=۰/۰۲۳؛ اندازهٔ اثر بالا) (جدول ۱). همچنین میانهٔ فرکانس عضلهٔ راست رانی (P=۰/۰۲۱؛ اندازهٔ اثر متوسط) و دوسر رانی (P=۰/۰۳۳؛ اندازهٔ اثر متوسط) در حرکت دوضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری را دارا بود (جدول ۱). به‌علاوه در هیچ‌یک از عضلات دیگر، میانهٔ فرکانس در حرکت یک‌ضرب و دوضرب بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی اختلاف معناداری نداشتند (P>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۱. مقایسهٔ میانگین و انحراف استاندارد قبل از خستگی و بعد از خستگی در عضلات اندام تحتانی منتخب حرکت در یک‌ضرب و دوضرب در وزنه‌برداران

متغیرها	حرکت یک‌ضرب				
	قبل خستگی	بعد از خستگی	درصد تغییر	اندازهٔ اثر	سطح معناداری
عضلهٔ درشت‌نئی قدامی	۱۰۳/۶۳ ± ۲۵/۱۶	۱۰۰/۰۵ ± ۲۸/۹۴	-۳/۴۵	۰/۱۳	۰/۵۹۲
عضلهٔ دوقلو	۱۳۶/۲۳ ± ۲۵/۸۴	۱۴۲/۳۶ ± ۳۲/۵۷	۴/۴۹	۰/۲۰	۰/۳۷۸
عضلهٔ پهن داخلی	۶۸/۹۷ ± ۲۲/۴۷	۸۵/۱۸ ± ۱۷/۹۸	۲۳/۵۰	۰/۸۰	۰/۰۲۳*
عضلهٔ پهن خارجی	۶۹/۷۶ ± ۱۷/۵۹	۶۴/۰۳ ± ۱۵/۲۷	-۸/۲۱	۰/۳۴	۰/۳۶۲
عضلهٔ راست رانی	۶۸/۰۰ ± ۱۳/۹۸	۷۱/۷۹ ± ۲۱/۳۹	۵/۵۷	۰/۲۱	۰/۴۵۱
عضلهٔ دوسررانی	۶۹/۶۷ ± ۲۱/۴۷	۶۸/۹۰ ± ۱۷/۸۹	-۱/۱۰	۰/۰۳	۰/۸۹۷
عضلهٔ نیمه‌وتری	۶۵/۷۶ ± ۱۶/۹۰	۶۳/۶۳ ± ۱۴/۲۷	-۳/۲۳	۰/۱۳	۰/۶۷۰
عضلهٔ سرینی میانی	۶۰/۳۶ ± ۲۲/۸۸	۵۹/۰۱ ± ۱۹/۳۶	-۲/۲۳	۰/۰۶	۰/۸۰۴
	حرکت دو ضرب				
عضلهٔ درشت‌نئی قدامی	۹۳/۰۰ ± ۱۷/۳۳	۹۵/۹۷ ± ۲۳/۵۰	۳/۱۹	۰/۱۲	۰/۶۹۳
عضلهٔ دوقلو	۱۴۵/۳۷ ± ۳۰/۵۵	۱۴۷/۹۱ ± ۳۱/۴۹	۱/۷۴	۰/۰۸	۰/۶۸۹
عضلهٔ پهن داخلی	۷۰/۹۰ ± ۱۷/۳۷	۷۴/۸۲ ± ۱۴/۷۹	۵/۵۲	۰/۲۴	۰/۴۳۰
عضلهٔ پهن خارجی	۶۱/۱۳ ± ۱۳/۰۹	۶۵/۵۰ ± ۱۴/۵۷	۷/۱۴	۰/۳۱	۰/۳۴۹
عضلهٔ راست رانی	۶۵/۷۴ ± ۱۵/۲۳	۷۳/۹۹ ± ۱۴/۵۲	۱۲/۵۴	۰/۵۵	۰/۰۲۱*
عضلهٔ دوسررانی	۶۰/۶۸ ± ۱۳/۷۳	۶۹/۰۲ ± ۱۶/۶۳	۱۳/۷۴	۰/۵۴	۰/۰۳۳*
عضلهٔ نیمه‌وتری	۶۰/۳۲ ± ۱۶/۲۸	۵۴/۸۳ ± ۱۵/۹۰	-۹/۱۰	۰/۳۴	۰/۳۰۱
عضلهٔ سرینی میانی	۴۹/۸۶ ± ۱۱/۵۳	۵۵/۶۳ ± ۱۳/۷۴	۱۱/۵۷	۰/۴۵	۰/۰۸۰

*سطح معناداری p<۰/۰۵

نتایج نشان داد اثر عامل خستگی بر میانهٔ فرکانس عضلهٔ پهن داخلی (P=۰/۰۰۲؛ اندازهٔ اثر بالا) و راست رانی (P=۰/۰۴۷؛ اندازهٔ متوسط) در حرکت یک‌ضرب و دوضرب معنادار بود (جدول ۲). همچنین اثر عامل حرکت بر میانهٔ فرکانس عضلهٔ نیمه‌وتری در حرکت یک‌ضرب و دوضرب معنادار بود (P=۰/۰۴۷؛ اندازهٔ متوسط) (جدول ۲). تعامل اثر حرکت*خستگی بر میانهٔ فرکانس هیچ‌یک از عضلات در حرکت یک‌ضرب و دوضرب معنادار نبود (P>۰/۰۵) (جدول۲).

جدول ۲. اثر عامل حرکت، اثر عامل خستگی و تعامل اثر حرکت*خستگی در حرکت یک‌ضرب و دوضرب در وزنه‌برداران

	سطح معناداری (اندازهٔ اثر)		
متغیرها	اثر عامل حرکت	اثر عامل خستگی	تعامل اثر حرکت*خستگی
عضلهٔ درشت‌نئی قدامی	۰/۱۷۰(۰/۱۳۰)	۰/۹۶۰(۰/۰۰۰)	۰/۳۹۲(۰/۰۵۳)
عضلهٔ دوقلو	۰/۱۳۹(۰/۱۵۰)	۰/۲۲۳(۰/۱۰۴)	۰/۷۵۰(۰/۰۰۸)
عضلهٔ پهن داخلی	۰/۲۲۱(۰/۱۰۵)	۰/۰۰۲*(۰/۴۹۵)	۰/۲۳۶(۰/۰۹۹)
عضلهٔ پهن خارجی	۰/۰۹۷(۰/۱۸۴)	۰/۸۴۹ (۰/۰۰۳)	۰/۲۳۲(۰/۱۰۰)
عضلهٔ راست رانی	۰/۹۹۱(۰/۰۰۰)	۰/۰۴۷* (۰/۲۵۳)	۰/۴۷۸(۰/۰۳۷)
عضلهٔ دوسررانی	۰/۲۳۱(۰/۱۰۱)	۰/۲۹۶ (۰/۰۷۸)	۰/۱۹۹(۰/۱۱۵)
عضلهٔ نیمه‌وتری	۰/۰۳۶*(۰/۲۷۷)	۰/۳۳۰ (۰/۰۶۸)	۰/۶۱۹(۰/۰۱۸)
عضلهٔ سرینی میانی	۰/۱۱۲(۰/۱۷۱)	۰/۵۴۱ (۰/۰۲۷)	۰/۱۸۹(۰/۱۲۰)

*سطح معناداری p<۰/۰۵

بحث

نتایج نشان داد که میانهٔ فرکانس عضلهٔ پهن داخلی در حرکت یک‌ضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری یافت. نتایج تحقیق حاضر با نتایج پژوهش عبائی و همکاران (۳۱) ناهمسوست. عبائی و همکاران نشان دادند که بعد از خستگی پویا میانهٔ فرکانس کاهش پیدا می‌کند (۳۱). به‌نظر می‌رسد یکی از دلایل ناهمسو بودن نتایج حاضر با نتایج عبائی و همکاران، نوع پروتکل خستگی، عضلات درگیر و حرکت موردنظر باشد. تحقیقات گذشته نشان داد که کاهش انقباض عضله اگرچه یک مکانیسم جبرانی در شرایط خستگی است، می‌تواند سبب کاهش مصرف انرژی شود، ولی پایداری مفصل کاهش پیدا می‌کند. کاهش پایداری مفصل زانو خود کاهش کنترل حرکتی را در پی دارد که در نتیجه زمینه‌ساز بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی می‌شود (۳۲). همچنین در بعضی تحقیقات نشان داده شده است که عضلات داخلی ران برای خنثی کردن گشتاور ابداکشنی بعد از خستگی فعال می‌شوند تا از بلند شدن کندیل‌ها جلوگیری کنند که سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان جانب خارجی مفصل زانو می‌شود (۳۳). تحقیقات نشان داده است که عضلات چهارسر رانی در مقایسه با گروه عضلات همسترینگ پاسخ متفاوتی به خستگی می‌دهند (۳۴). به‌نظر می‌رسد از دلایل افزایش فعالیت عضلهٔ پهن داخلی بعد از خستگی همین مکانیسم مذکور باشد. با وجود این، مطالعهٔ مشابهی که به بررسی اثر خستگی بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی در وزنه‌برداران پرداخته باشد، مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسهٔ مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها میسر نیست.

همچنین میانهٔ فرکانس عضلهٔ راست‌رانی و دوسر رانی در حرکت دوضرب، بعد از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از اعمال خستگی افزایش معناداری داشت. نتایج حاضر با نتایج علیایی و همکاران (۳۵) ناهمسوست. علیایی و همکاران نشان دادند که میانهٔ فرکانس بعد از خستگی کاهش پیدا کرده است. به‌نظر می‌رسد خستگی عملکردی به‌عنوان یک نوع خستگی که می‌تواند فرد را به شرایط مسابقه نزدیک کند، عمل کرده و با تأثیر بر عضلات چهارسر ران و همسترینگ و عدم تعادل بین این عضلات انتقال انرژی را محدود می‌سازد. این تفاوت ممکن است به‌دلیل ظرفیت تولید نیروی بیشتر چهارسر ران و سطح مقطع نسبی بیشتر این عضله باشد. علاوه‌بر این، عمل اکسنتریک همسترینگ نقش بسیار مهمی در پیشگیری از آسیب‌های مفصل زانو و بخش خلفی مفصل ران دارد (۳۴). با توجه به اینکه همسترینگ نسبت به چهارسر رانی ضعیف‌تر است،

تعادل ممکن است خطر آسیب‌دیدگی را با توجه به اختلال در فعال‌سازی عضلات افزایش دهد. به‌نظر می‌رسد خستگی عملکردی با شبیه‌سازی مسابقهٔ وزنه‌برداری مکانیک عضلات چهارسر رانی و همسترینگ را تغییر داده است. هرچند خستگی، قدرت چهارسر رانی و هم همسترینگ را کاهش می‌دهد (۳۲). اما از آنجا که عضلات چهارسر ران نقش بسیار مهمی در حرکت دوضرب در وزنه‌برداران دارد، همین‌طور با درنظر گرفتن تحقیقات گذشته مبنی بر اینکه در شرایط خستگی عضلات همسترینگ موظف است تا با عمل برون‌گرای خود در سرعت زاویه‌ای متفاوت ثبات مفصل زانو را فراهم کند. با وجود تحقیقات گذشته مبنی بر کاهش میانهٔ فرکانس عضلات بعد از خستگی، در تحقیق حاضر خستگی سبب افزایش میانهٔ فرکانس عضلهٔ دوسر رانی و راست رانی شده است. در خصوص دلیل ناهمسو بودن نتایج پژوهش حاضر با نتایج گذشته می‌توان گفت افراد پروتکل خستگی را تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام حرکت اسکوات نباشند ادامه می‌دادند. احتمالاً این تفاوت‌ها ممکن است ناشی از سطح و نوع پروتکل‌های خستگی در هر مطالعه باشد (۳۶).

نتایج نشان داد اثر عامل حرکت بر میانه فرکانس عضلهٔ نیمه‌وتری در حرکت یک‌ضرب و دوضرب معناداری بود. همچنین اثر عامل خستگی بر میانه فرکانس عضلهٔ پهن داخلی و راست رانی در حرکت یک‌ضرب و دوضرب معناداری بود. خستگی عضلانی تأثیر منفی بر تعادل، ظرفیت انقباضی عضله، هماهنگی و حس عمقی دارد (۳۷). در تحقیقات گذشته فرضیه تغییر مکانیسم‌های مفاصل اندام تحتانی در موقع خستگی نشان داد که موقعیت بدن در حین فرود تغییر می‌کند و در مفاصل ران و زانو انرژی جذب می‌شود (۳۸). اعمال خستگی بر عضلات مفصل زانو در هنگام اسکوات موجب کاهش اوج توان اکستنسوری شده است و عضلات با همان سرعت زاویه‌ای قبل از خستگی فعالیت خود را ادامه می‌دهند، که افزایش فشار بر عضلات اکستنسور زانو می‌تواند موجب آسیب‌های عضلانی، استخوانی و لیگامانی شود (۳۹). همچنین خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی عضلانی می‌شود (۴۰). به‌طور کلی می‌توان گفت خستگی با ایجاد مکانیسم‌های منفی سبب تغییر در بارگیری و فعالیت عضلات اندام تحتانی در وزنه‌برداران می‌شود که می‌تواند آسیب‌های شدیدی را در پی داشته باشد. میزان تغییرات قدرت و میانهٔ فرکانس در وزنه‌برداران ممکن است به‌سبب اختلافات فردی در پاسخ به خستگی، سن و جنس آزمودنی‌ها، گروه‌های عضلانی خاص تحت آزمون، نوع آزمون مورد استفاده برای اندازه‌گیری قدرت، برای مثال پرس سینه، اسکوات، انقباض درون‌گرا، برون‌گرا و جز آن باشد (۴۱). سازوکارهای فیزیولوژی احتمالی درگیر در تغییرات میانهٔ فرکانس بعد از خستگی، کاهش تودهٔ عضلانی (سارکوپنی[1]) و محتوای پروتئینی و آب موجود در آن (۱۸) و کاهش تواتر عصبی و فراخوانی طبیعی برخی تارهاست (۴۲). پژوهش حاضر محدودیت‌هایی داشت که از آن جمله می‌توان به عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی اندام فوقانی و از سوی دیگر عدم ثبت کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی و تنه اشاره کرد.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی در دو حرکت یک‌ضرب و دوضرب قبل و بعد از اعمال خستگی پاسخ‌های متفاوتی داشتند. به همین دلیل لزوم اجرای تمرینات اختصاصی برای هر عضله در تکنیک‌های مختلف ضروری است.

1Sarcopenia

تشکر و قدردانی

از هیأت وزنه‌برداری استان اردبیل و همچنین تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش به‌ویژه مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی کمال تشکر را داریم.

منابع و مآخذ

1. Kelley J. Back and Shoulder Pain in a Weightlifter with Ehlers Danlos: 566 May 30 1. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2018;50(5S):130-1.
2. Altin B, Edison I, Kujtim K. Annual Preparation of Young Weightlifters. Journal of Sports Science. 2018;6:133-6.
3. Gabbett T. Infographic: The training–injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder? : BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine; 2018.
4. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neuroscience & Biobehavioral Reviews. 2012;36(1):162-76.
5. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
6. Olthoff JT, Lindsay A, Abo-Zahrah R, Baltgalvis KA, Patrinostro X, Belanto JJ, et al. Loss of peroxiredoxin-2 exacerbates eccentric contraction-induced force loss in dystrophin-deficient muscle. Nature Communications. 2018;9(1):5104.
7. Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi J-C, Geyssant A, Bonnefoy R, et al. Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. Journal of Applied Physiology. 2010;108(5):1224-33.
8. Nodehi Moghadam A, Ehsani F, Tavahomi M. [Assessing the effect of functional fatigue and gender on dynamic control of posture (in persian)]. Journal of Modern Rehabilitation. 2016;9(6):138-43.
9. Hovanloo FS, H. Montazer, M. Noruzi, H. [The Effect of Aerobic and Anaerobic Functional Fatigue on Dynamic Postural Stability in Elite Young Footballers (in persian)]. Journal of Movement and Exercise Science. 2010;8(16):165-80.
10. Greig M, Walker-Johnson C. The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. Physical Therapy in Sport. 2007;8(4):185-90.
11. Ribeiro F SF, Gonçalves P, Oliveira J. Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. European Journal of Sport Science. 2008;8(6):397-402.
12. Gribble P A HJ. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control1. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2004;85(4):589-92.
13. Coratella G, Beato M, Schena F. Correlation between quadriceps and hamstrings inter-limb strength asymmetry with change of direction and sprint in U21 elite soccer-players. Human Movement Science. 2018;59:81-7.

14. Bendahan D, Jammes Y, Salvan A, Badier M, Confort-Gouny S, Gui llot 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.
15. Thomas CK, Johansson R, Bigland-Ritchie B. EMG changes in human thenar motor units with force potentiation and fatigue. Journal of Neurophysiology. 2006;95(3):1518-26.
16. Bigland-Ritchie BR, Furbush FH, Gandevia SC, Thomas CK. Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths. Muscle & Nerve. 1992;15(2):130-7.
17. 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. Journal of Applied Physiology. 1990;68(3):1177-85.
18. Kupa E, Roy S, Kandarian S, De Luca C. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. Journal of Applied Physiology. 1995;79(1):23-32.
19. Wakeling JM, Rozitis AI. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. Journal of Experimental Biology. 2004;207(14):2519-28.
20. Larsson B, Kadi F, Lindvall B, Gerdle B. Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2006;16(3):281-90.
21. Bilodeau M, Goulet C, Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 1994;68(5):395-401.
22. Choi B, Kim M, Jeon H-S. The effects of an isometric knee extension with hip adduction (KEWHA) exercise on selective VMO muscle strengthening. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(6):1011-6.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. 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.

27. Reimer III 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.
28. Cifrek M, Tonković S, Medved V. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. Measurement. 2000;27(2):85-92.
29. 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.
30. Cohen J. A power primer. Psychological Bulletin. 1992;112(1):155.
31. Abaei M, Olyaei G, Talebian S, Ghotbi N. The Changes of median frequency and power of neck extensor muscles following dynamic fatigue in healthy men. Journal of Modern Rehabilitation. 2010;3(3):35-40. (in persian)
32. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinical Biomechanics. 2009;24(10):833-41.
33. Schipplein O, Andriacchi T. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. Journal of Orthopaedic Research. 1991;9(1):113-9.
34. Dornelles MP, Fritsch CG, Sonda FC, Johnson DS, Leal-Junior ECP, Vaz MA, et al. Photobiomodulation therapy as a tool to prevent hamstring strain injuries by reducing soccer-induced fatigue on hamstring muscles. Lasers in Medical Science. 2019:1-8.
35. Olyaei G, Hadian M, Talebian S, Bagheri H, Abedi M. Survey of charactristic of frequency spectrum in electromyographic signal in different lengths of Abd. policis brevis muscle in isometric and dynamic contractions. Journal of Modern Rehabilitation. 2007;1(1):27-33.
36. Mercer J, Bates B, Dufek J, Hreljac A. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. Journal of Sports Science. 2003;21(11):911-9.
37. Barbieri FA, Dos Santos PCR, Lirani-Silva E, Vitório R, Gobbi LTB, Van Diëen JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 2013;26(2):125-31.
38. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Gender differences in perceived exertion during fatiguing knee extensions. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2004;36(1):109-17.
39. Matthews MJ, Heron K, Todd S, Tomlinson A, Jones P, Delextrat A, et al. Strength and endurance training reduces the loss of eccentric hamstring torque observed after soccer specific fatigue. Physical Therapy in Sport. 2017;25:39-46.
40. Qu X, Yeo JC. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. Journal of Biomechanics. 2011;44(7):1259-63.
41. Lovell DI, Cuneo R, Gass GC. The effect of strength training and short-term detraining on maximum force and the rate of force development of older men. European Journal of Applied Physiology. 2010;109(3):429-35.
42. Ivey FM, Roth SM, Ferrell RE, Tracy BL, Lemmer JT, Hurlbut DE, et al. Effects of age, gender, and myostatin genotype on the hypertrophic response to heavy resistance strength training. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 2000;55(11):M641-M8.

The Effect of Fatigue on the Lower Limb Muscle Electromyography Frequency Spectrum in Teen weightlifters during the Snatch and the Clean and Jerk Lift

Sajjad Anoushiravani*[1] - AmirAli Jafarnezhadgero[2] - Mohammad Abdollahpour Darvishani[3]- Omid Yousefi Bilehsavar [4]

1. Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran2. Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran 3. M.Sc. of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran 4. M.Sc. of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

(Received:2019/05/14;Accepted:2020/05/02)

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of fatigue on the lower limb muscle electromyography frequency spectrum in teen weightlifters during the snatch and the clean and jerk move. This study was semi-experimental. 15 teen weightlifters with an age range of 12 to 17 years with purposive sampling were selected in coordination with the Ardabil province weightlifting board. A wireless electromyography system with 8 pairs of bipolar surface electrodes used to record the electromyography activity of lower limb muscles during the running (sample rate: 1000 Hz). For doing functional fatigue, each subject performed squat motion as much as possible to load equal to 50% of body weight. Two-way ANOVA was used for statistical analysis ($P<0.05$). Results showed that the median frequency of vastus medialis muscle during snatch after fatigue protocol was greater than before it ($P=0.023$; large effect size). Moreover, the median frequency of semitendinosus muscle during snatch was greater than clean and jerk ($P=0.047$; Medium effect size). Also, the median frequency of rectus femoris ($P=0.021$; medium effect size) and biceps femoris ($P=0.033$; medium effect size) during clean and jerk increased significantly after fatigue compared to before fatigue. The results showed that the frequency spectrum of the lower limb muscles has different responses in two movements of clean and jerk and snatch before and after fatigue. For this reason, the necessity of performing special exercises for each muscle is necessary for various techniques.

Keywords

Clean and jerk, Fatigue, Frequency Spectrum, Snatch, Weightlifters.

* Corresponding Author: Email: s.anoushirvani@uma.ac.ir ; Tel: +989125038411