حرکت
شمارهٔ ۱۷ ـ ص ص : ۲۴ ـ ۵
تاریخ دریافت : ۸۱/۰۹/۳۰
تاریخ تصویب: ۸۲/۰۵/۰۲

تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بسته : با تأکید بر سندروم درد کشککی – رانی

دکتر سیدرضا عطارزاده حسینی[1] - دکتر اسماعیل ابراهیمی - دکتر رضا قراخانلو - دکتر حمید رجبی
استادیار دانشگاه فردوسی مشهد ـ دانشیار دانشگاه علوم پزشکی ایران ـ استادیار دانشگاه تربیت مدرس ـ استادیار دانشگاه تربیت معلم

چکیده

هدف از این تحقیق، مطالعهٔ تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل (VMO) و پهن خارجی (VL) در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانوست. برای این منظور ۲۳ دانشجوی مرد سالم غیرورزشکار (سن ۱/۰۸ ± ۲۱، وزن ۱۰ ± ۶۶ و قد ۸ ± ۱۷۴) انتخاب شدند. نخست با نصب الکترودهای دوقطبی بر روی موتور پوینت عضلات (VMO) و (VL) فعالیت الکتریکی (EMG) این عضلات از حالت طبیعی ایستادن در زوایای ۹۰-۷۵-۶۰-۴۵-۳۰-۱۵-۰ درجهٔ زانو توسط دستگاه بیوفیدبک ثبت شد. با اتمام این مرحله، پس از پنج دقیقه فعالیت با آهنگ، ۳۰ مرتبه بالا و پایین آمدن در دقیقه از نیمکت با ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر، مجدداً تمامی آزمون‌های EMG انجام شد. نتایج نشان داد نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مختلف مفصل زانو پیش و پس از خستگی اختلاف معنی‌داری دارند، به‌طوری‌که در تمامی زوایا، زاویهٔ نزدیک به اکستنشن کامل زانو دارای نسبت بیشتری به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل بوده و با افزایش زاویهٔ مفصل زانو از اکستنشن به فلکشن، این نسبت بتدریج کاهش و در زاویهٔ ۹۰ درجه به پایین‌ترین اندازهٔ خود تنزل یافته است. همچنین براثر خستگی قوس حرکتی کار از ۶۰-۰ درجه پیش از خستگی به ۴۵-۰ درجه پس از خستگی محدود شد. با مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات VL : VMO پیش و پس از خستگی اختلاف معناداری مشاهده نشد. به همین دلیل می‌توان گفت خستگی اثری بر تغییر الگوی فعالیت عضله و نیز ایجاد اختلال در مکانیسم اکستنسوری عضلهٔ چهارسررانی ندارد. بنابراین، سندروم درد کشککی - رانی نمی‌تواند ثانویه به خستگی عضلانی باشد.

1- Email :Attarzadeh@Ferdowsi.um.ac.ir

واژه‌های کلیدی

خستگی، نسبت فعالیت الکتریکی عضلات VMO:VL، زوایای زانو، زنجیرهٔ حرکتی بسته و درد کشککی - رانی.

مقدمه

خستگی عضلانی، یکی از خواص عضلات است که در نتیجهٔ آن، عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی - عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش یافته و نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (۴). کاهش حداکثر قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی - عضلانی پیامد خستگی است. در هر صورت، پدیدهٔ خستگی، حالت ناخوشایندی است که ممکن است در پی فعالیت کوتاه یا بلندمدت (بیشینه یا زیربیشینه) روی دهد. به همین لحاظ، کنترل و به تعویق انداختن خستگی، ضرورت اجتناب‌ناپذیر است که باید مورد توجه قرار گیرد (۲). در این مورد بررسی تأثیر خستگی بر عملکرد عضله با به‌کارگیری روش‌های الکترومیوگرافی برای عینیت بخشیدن به تغییراتی که در روند سازگاری عصب و عضله روی می‌دهد، می‌تواند راه‌گشا باشد. در تحقیقات متعددی بیان شده که خستگی و استفادهٔ بیش از حد از عضله، سبب ایجاد اختلال و کاهش کارایی عصبی - عضلانی شده و الگوی فعالیت آن را تغییر می‌دهد (۷).

گروه عضلات چهارسر ران شامل عضلات پهن داخلی، پهن میانی، پهن خارجی و راست قدامی به‌عنوان بازکننده‌های اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در بیشتر فعالیت‌های حرکتی روزمره بویژه مهارت‌های ورزشی با تحمل و جابه جایی وزن در معرض فشار مستمر، استفادهٔ بیش از حد خستگی قرار دارند (۸). از آنجا که در یک مفصل، ثبات و تحرک دو عملکرد ناسازگار است که ممکن است یکی فدای دیگری شود (۵و۱۵)، با وجود این، در مفصل زانو هر دو این عملکردها به سبب وجود دو برنامهٔ عمومی فعالیت ارادی گروه عضلات چهار سر رانی و همسترینگ، یعنی فعالیت هماهنگ و متقابل آگونیست و آنتاگونیست و انقباض همزمان آنها، تأمین می‌شود (۱۱). در این زمینه، در طی حرکت اکستنشن و فلکشن

زانو، فعالیت متعادل و همزمان تمام بخش‌های عضلهٔ چهارسررانی، بویژه تعادل عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی از اهمیت خاصی برخوردار است (۲۰). از نظر عملکرد، عضلهٔ پهن داخلی مایل به‌عنوان تنها ثبات‌دهندهٔ فعال داخلی زانو در نظر گرفته شده است (۶و۲۰). بااین‌حال، این عضله ضعیف‌ترین و حساس‌ترین بخش عضلهٔ چهارسر رانی است که به تورم مفصلی مستعد است (۶). این عضله متعاقب درد و بی‌حرکتی، بسیار زود آتروفی شده و نیز به برنامهٔ توانبخشی بسیار کند پاسخ می‌دهد (۲۰). درحالی‌که عضلهٔ پهن خارجی دارای سطح مقطع بزرگتر و درصد بیشتری از تارهای با ویژگی آستانهٔ بالای تحریکی است (۲۰) و خیلی کندتر دچار ضعف و تحلیل می‌گردد، حتی در صورت ضعف عضلهٔ پهن داخلی مایل، باکشیدن کشکک به خارج، موجبات اختلال در مکانیسم اکستنسوری زانو را فراهم می‌سازد. به همین لحاظ، عضلهٔ پهن داخلی مایل نقش بسیار مؤثری در قرارگیری صحیح استخوان کشکک در راستای خط کشش عضلهٔ چهارسر رانی به عهده دارد (۶و۲۰). قرارگیری مناسب استخوان کشکک، شرایط ممتازی را برای عضلهٔ چهارسر رانی فراهم می‌کند که بتواند از این موقعیت بیشترین بهرهٔ مکانیکی را کسب کند و نمایشی توانمند از عملکرد خود بویژه در فعالیت‌های اکستنشن مفصل زانو ارائه دهد (۲۰). از طرف دیگر، بی‌تعادلی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی سبب می‌شود کشکک در راستای طبیعی خط کشش عضلهٔ چهارسر رانی قرار نگرفته و مکانیسم اکستنسوری عضلهٔ چهارسر رانی دچار اختلال شده و در نهایت درد کشککی - رانی ایجاد شود (۶،۱۷ و ۲۰).

در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی، تغییری در اندازهٔ فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل در مقایسه با عضلهٔ پهن خارجی گزارش شده است. ثبت فعالیت الکتریکی در افراد سالم و طبیعی، نسبت ۱:۱ را در عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی و نیز فعالیت تونیک را در عضلهٔ پهن داخلی مایل نشان داده است (۳،۶،۱۲ و ۲۰). ثبت فعالیت الکتریکی در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی، نشان می‌دهد این نسبت به کمتر از ۱:۱ می‌رسد (۶و۲۰) و فعالیت عضلهٔ پهن داخلی مایل مرحله‌ای (فازیک) می‌گردد که نشان‌دهندهٔ فعالیت عضلهٔ پهن داخلی مایل به افزایش فعالیت عضلهٔ پهن خارجی است (۳،۶،۱۲ و ۲۰). همچنین نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف فلکشن زانو، در افراد سالم و مبتلا

تغییر می‌کند (۳،۶،۱۲و ۲۰). در افراد سالم، عضلهٔ پهن داخلی مایل فعالیت بیشتری نسبت به عضلهٔ پهن خارجی در زوایای ۲۰ درجه فلکشن زانو نسبت به ۹۰ درجه نشان می‌دهد (۱،۶ و ۲۰)، اما در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی، نسبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل به پهن خارجی در ۹۰ درجه بیشتر و در ۲۰ درجه کمتر می‌شود (۱). در طی راه رفتن نسبت به زمانی‌که بدن در وضعیت مستقیم قرار دارد و گشتاور فلکسوری در زانو کاهش یافته، نیاز کمتری به عملکرد عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی است (۳،۶،۱۲ و ۲۰). مکانیسم این تغییرات عصبی - عضلانی، هنوز به‌طور کامل روشن نشده است. اغلب پژوهشگران معتقدند عدم تعادل عصبی - عضلانی بین عملکرد عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، ممکن است ناشی از اختلال مکانیکی باشد که منجر به کاهش فعالیت عصبی - عضلانی عضلهٔ پهن داخلی مایل می‌گردد (۱۸،۱۴،۱۲ و ۹). تحقیقات نشان می‌دهد از هر چهار نفر، یک نفر به سندروم درد کشککی - رانی مبتلا می‌شوند و در ورزشکاران شیوع آن بیشتر است (۱۳،۱۰ و۶). فشارهای وارد به زانو ناشی از پیاده‌روی، دویدن آرام بر روی زمین ناهموار، دویدن در سراشیبی، پرش، نشست و برخاست (اسکات)، بالا و پایین آمدن از پله، دوچرخه‌سواری، اسکی و وزنه‌برداری، از جمله فعالیت‌هایی هستند که احتمال بروز سندروم کشککی - رانی را تقویت می‌کند (۱۹ و ۱۰). بنابراین با توجه به اهمیت عملکرد متعادل این دو عضله و تفاوت‌های ساختاری و آناتومیکی آنها و این نکته که واحدهای تند تنش خیلی زودتر از واحدهای حرکتی کند تنش خسته میشوند (۲)، مطالعهٔ پاسخ‌های سازشی این دو عضله به خستگی در زوایای مختلف مفصل زانو و تعیین زوایای کارا و ناکارای قوس حرکتی، می‌تواند به این پرسش پاسخ دهد که آیا خستگی با تغییر نسبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل به پهن خارجی و برهم زدن این فعالیت به نفع عضلهٔ پهن خارجی، به ایجاد درد کشککی - رانی کمک می‌کند یا خیر؟

روش تحقیق

روش اجرای این تحقیق، از نوع نیمه‌تجربی است، به‌طوری‌که در این روش طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون با یک گروه در یک مرحله به اجرا درآمد.

جامعه و نمونهٔ آماری

جامعهٔ مورد مطالعه در این تحقیق را ۸۵۳ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه فردوسی مشهد تشکیل دادند که در نیمسال دوم سال تحصیلی ۸۰-۸۱، واحد تربیت‌بدنی عمومی (۱) را انتخاب کرده‌بودند. نخست از این دانشجویان درخواست همکاری شد، سپس براساس اطلاعات پرسشنامه‌های عادت رفتاری، شرح حال و ارزیابی جسمانی با استفاده از روش نمونه‌گیری غیرتصادفی ساده، ۳۰ نفر از داوطلبان سالم - به لحاظ ارتوپدی، نورولوژیکی، داخلی و قلبی - عروقی -که حداقل پنج سال به‌طور منظم در فعالیت ورزشی شرکت نداشتند، انتخاب و از آنها ثبت‌نام به‌عمل آمد که ۷ نفر در طی اجرای طرح به دلایل مختلف حذف و در نهایت ۲۳ نفر با مشخصات سنی ۱/۰۸ ± ۲۱، وزن ۱۰ ± ۶۶ و قد ۸ ± ۱۷۴، نمونهٔ آماری این تحقیق را تشکیل دادند.

ابزار تحقیق

در این تحقیق از ابزارها و وسایل زیر استفاده گردید:

- دستگاه بیوفیدبک Procomp+ Encoder (SA7008P)، ساخت شرکت کانادایی Thought Technology، دستگاه الحاقی Myo Scan Pro EMG Sensor (SA9401M)، برنامهٔ نرم‌افزاری بیوفیدبک تحت عنوان Procomp Software Ver.1.43 و رایانهٔ Pentium برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات و تجزیه و تحلیل داده‌ها.
- الکترودهای سطحی یک بار مصرف دوقطبی به ابعاد ۲×۴ سانتی‌متر.
- گونیامتر انعطاف‌پذیر با دو بازوی نسبتاً بلند با دقت یک میلی‌متر از صفر تا ۱۸۰ درجه برای تعیین زوایای مفصل زانو و کنترل زاویه در طی آزمایش‌ها.
- دستگاه توزین با دقت ۵۰۰ گرم و متر نواری برای اندازه‌گیری قد ایستاده و نشسته.
- نیمکت ثابت به ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر برای اجرای آزمون پله.
- دستگاه زمان‌سنج (کرنومتر) برای کنترل زمان فعالیت.
- دستگاه مترونوم برای تنظیم روند شدت فعالیت.
- دستگاه موتراشی برای تراشیدن موها و سلول‌های مردهٔ روی سطح پوست، الکل و ژل الکتروکاردیوگرافی، نوار چسب ضدحساسیت، نوار پارچه‌ای کشی (ولکرو) و نوار پارچه‌ای

چسب‌دار در اندازه‌های مختلف.

روش اجرا

نخست آزمودنی‌ها توزین و با متر نواری ارتفاع قد ایستاده و نشستهٔ آنها اندازه‌گیری شد. سپس با استفاده از شیوه‌های معمول و جداول استاندارد (۱) محل‌های موتورپوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی بر روی پای غالب تعیین شد. پس از تراشیدن موهای موضع و تمیز کردن پوست با الکل، الکترودهای دوقطبی یک بار مصرف به ابعاد ۴×۲ سانتی‌متر به ژل مخصوص الکتروکاردیوگرافی آغشته و در محل‌های مشخص قرارداده شدند، به‌طوری‌که الکترود مثبت نزدیک موتور پوینت عضله و الکترود منفی به فاصلهٔ ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از راستای آن و الکترود زمین روی بخش استخوانی جلو ساق (درشت نی) چسبانده شد. به‌منظور جلوگیری از جداشدن الکترودها از پوست و قطع تماس در طی حرکت، محل اتصال الکترودها از پوست و قطع تماس در طی حرکت، محل اتصال الکترودها با نوار پارچه‌ای کشی بانداژ شد. با نصب الکترودها به موتور پوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، آزمودنی در حالت طبیعی ایستادن قرار گرفت.در این حالت، کف پاها همانند الگوی راه رفتن با کمی چرخش خارجی (Turn- out) با زمین در تماس بود و پاها به اندازهٔ عرض شانه‌ها از یکدیگر فاصله داشتند، به‌طوری‌که وزن بر روی هر دو پا، توزیع مساوی داشت و از چرخش‌های داخلی و خارجی پا جلوگیری به عمل آمد. در این حالت، از آزمودنی خواسته شد درحالی‌که بالاتنه نسبتاً مستقیم و برای حفظ تعادل کمی به جلو تمایل دارد، دست‌هایش را به‌صورت کشیده در مقابل بدن نگه‌دارد و در زوایای مورد نظر که توسط گونیامتر متصل به زانوی پای غیربرتر تنظیم گردیده، قرار گیرد.

بعد از استقرار آزمودنی، فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بسته در هفت زاویهٔ ۹۰-۷۵-۶۰-۴۵-۳۰-۱۵-۰ درجهٔ مفصل زانو در هر زاویه به مدت ۱۰ ثانیه ثبت شد. فاصلهٔ استراحت بین ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در بین زوایا ۵ ثانیه در نظر گرفته شد. برای حذف دخالت احتمالی اثر خستگی ناشی از قرارگرفتن در هر زاویه بر زاویهٔ دیگر، ترتیب انتخاب زاویه برای آزمایش به‌صورت تصادفی انجام گرفت.

با اتمام مرحلهٔ اول ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، الکترودها از پای غالب باز شده و

آزمودنی با استقرار در مقابل نیمکتی به ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر، خود را برای اجرای برنامهٔ خستگی (متغیر مستقل) آماده می‌سازد. برنامهٔ خستگی این پژوهش تست پلهٔ هاروارد است. در این تست آزمودنی به مدت ۵ دقیقه، هر دقیقه به‌طور کامل ۳۰ مرتبه (۱۵۰ مرتبه در مدت ۵ دقیقه) از پله بالا و پایین می‌آید. شروع هر کوشش برای بالارفتن با پای غالب بود و با استفاده از مترونوم شدت فعالیت به صورت یکنواخت تنظیم و زمان اجرای تست توسط کرنومتر دیجیتالی کنترل شد. بلافاصله پس از اجرای برنامهٔ خستگی، دوباره محل‌های موتور پوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی تمیز شده و الکترودهای آغشته به ژل در محل‌های تعیین‌شدهٔ قبلی چسبانده شدند و مشابه شرایط پیش از اجرای برنامهٔ خستگی (متغیر مستقل)، فعالیت الکتریکی عضلات در زوایای انتخابی ثبت شد.

روش‌های آماری

پس از ثبت Raw EMG عضلات VMO و VL توسط دستگاه بیوفیدبک، داده‌های خام به محیط Excell وارد و به کمک برنامهٔ نرم‌افزاری طراحی‌شده به نام Tabdil انتگرال و انتگرال تراکمی سطوح زیر منحنی دو موج VMO و VL برحسب میکروولت محاسبه و نسبت IEMG آنها تعیین شد. سپس با بهره‌گیری از برنامهٔ آماری SPSS برای مقایسهٔ میانگین گروه‌ها، از آنالیز واریانس (ANOVA) و آزمون t - زوج (Paired t- test) استفاده شد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

نتایج و یافته‌های تحقیق

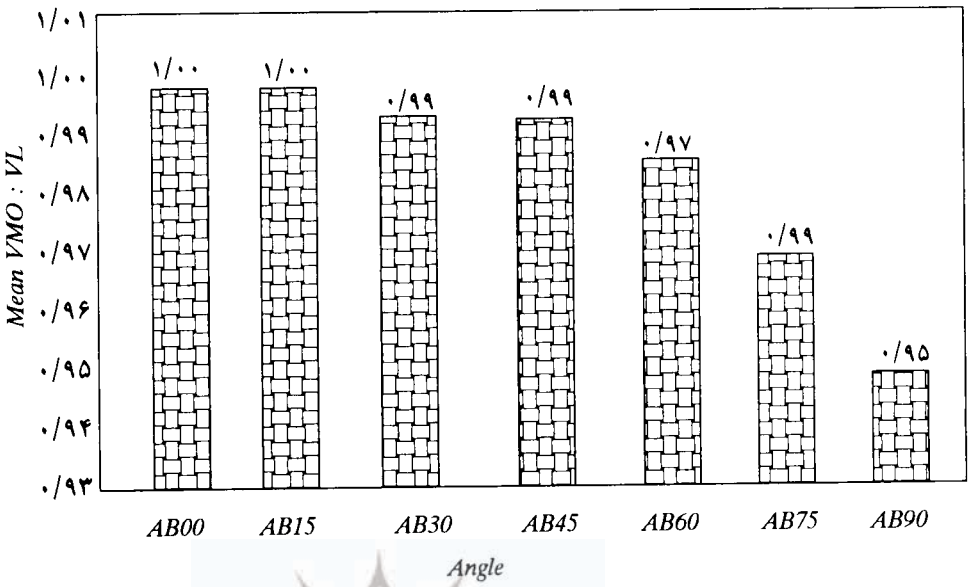
در این قسمت، نخست با کمک آمار توصیفی، آماره‌های گرایش مرکزی و پراکندگی یافته‌های تحقیق محاسبه و نمودارها رسم شد. سپس با بهره‌گیری از آمار استنباطی (تحلیل واریانس و آزمون آماری t - زوج)، مقایسهٔ میانگین گروها انجام گرفت.

- **توصیف‌داده‌ها**

جدول ۱- آماره‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش از خستگی

حداکثر	حداقل	انحراف استاندارد	میانه	خطای‌معیار میانگین	میانگین	تعداد	زاویه
۱/۰۲	۰/۹۹	۰/۰۰۵۹۶	۱/۰	۰/۰۰۱۲۴	۰/۹۹۹	۲۳	۰
۱/۰۵	۰/۹۵	۰/۰۲۲۴	۱/۱	۰/۰۰۴۶۹	۰/۹۹۸	۲۳	۱۵
۱/۰۵	۰/۹۲	۰/۰۲۹۵	۰/۹۹	۰/۰۰۶۱۵	۰/۹۹۳	۲۳	۳۰
۱/۰۶	۰/۹۲	۰/۰۳۱۱	۰/۹۹	۰/۰۰۶۴۸	۰/۹۹۳	۲۳	۴۵
۱/۰۴	۰/۹۰	۰/۰۳۳۸	۰/۹۸	۰/۰۰۷۰۵	۰/۹۸۵	۲۳	۶۰
۱/۰۴	۰/۹۰	۰/۰۳۶۴	۰/۹۸	۰/۰۰۷۵۹	۰/۹۷۲	۲۳	۷۵
۱/۰۷	۰/۸۵	۰/۰۶۰۶	۰/۹۵	۰/۰۰۱۲۶	۰/۹۵۱	۲۳	۹۰

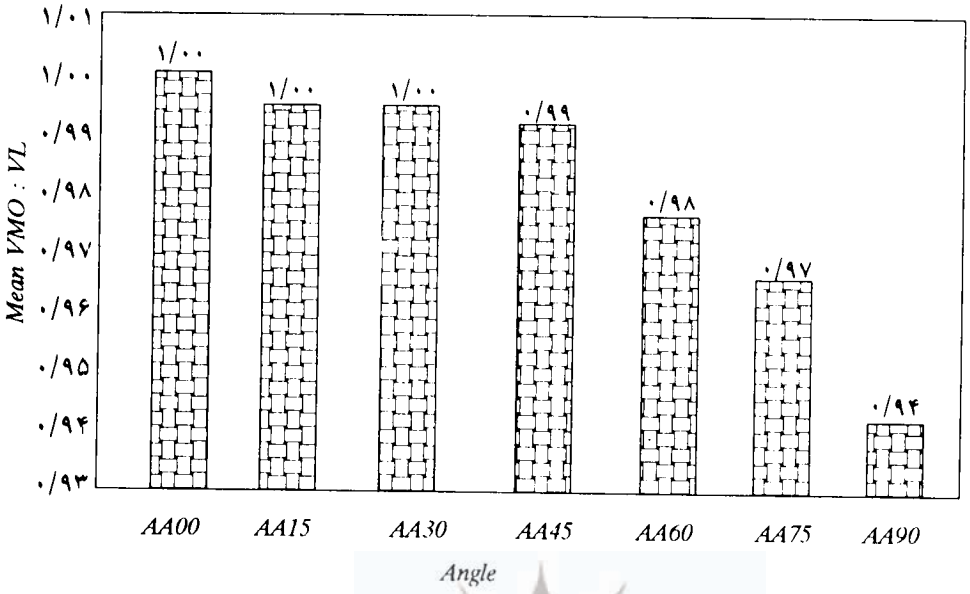
پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



نمودار ۱ـ میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش از خستگی

جدول ۲ـ آماره‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پس از خستگی

زاویه	تعداد	میانگین	خطای‌معیار میانگین	میانه	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
۰	۲۳	۱/۰۰	۰/۰۰۲۰۷	۱/۰۰	۰/۰۰۹۹۶	۰/۹۹	۱/۰۳
۱۵	۲۳	۰/۹۹۶	۰/۰۰۷۴۵	۱/۰۰	۰/۰۳۵۷	۰/۸۹	۱/۰۴
۳۰	۲۳	۰/۹۹۵	۰/۰۰۶۳۱	۱/۰۰	۰/۰۳۰۲	۰/۹۲	۱/۰۵
۴۵	۲۳	۰/۹۹۲	۰/۰۰۸۰۹	۰/۹۹	۰/۰۳۸۸	۰/۸۹	۱/۰۶
۶۰	۲۳	۰/۹۷۹	۰/۰۰۸۲۹	۰/۹۸	۰/۰۳۹۷	۰/۹۱	۱/۰۵
۷۵	۲۳	۰/۹۶۸	۰/۰۱۰۰	۰/۹۷	۰/۰۴۸۲	۰/۸۷	۱/۰۴
۹۰	۲۳	۰/۹۴۴	۰/۰۱۴۱	۰/۹۴	۰/۰۶۷۸	۰/۷۸	۱/۰۴



نمودار ۲ـ میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پس از خستگی

مقایسهٔ داده‌ها

براساس نتایج جدول ۳، با استفاده از آنالیز واریانس مقایسهٔ بین میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته طی انقباض ایزومتریک پیش از خستگی، نشان می‌دهد مقدار F محاسبه‌شده معنی‌دار است (P<٪۵).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

جدول ۳ـ مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پیش از خستگی

آنالیز واریانس	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معنی‌داری
بین گروه‌ها	۰/۰۴۰۵	۶	۰/۰۰۶۷۵	۵/۵۴۸	۰/۰۰۰
درون گروه‌ها	۰/۱۸۸	۱۵۴	۰/۰۰۱۲۱		
جمع کل	۰/۲۲۸	۱۶۰			

از آنجا که نسبت F معنی‌دار است، برای تعیین اختلاف بین میانگین‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. براساس نتایج جدول ۴، با استفاده از آزمون تعقیبی توکی مشخص شد :

- بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در دو زاویه ۰ و ۱۵ درجه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (P>٪۵).

- بین میانگین نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۳۰، ۰و ۴۵، ۰ و ۶۰، ۰ و ۷۵، ۱۵ و ۳۰، ۱۵ و ۴۵، ۱۵ و ۶۰، ۱۵ و ۷۵، ۳۰ و ۴۵، ۳۰ و ۶۰، ۳۰ و ۷۵، ۴۵ و ۶۰، ۴۵ و ۷۵، ۶۰ و ۷۵، ۹۰ و ۷۵ درجه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (P> ٪۵).

جدول ۴- مقایسهٔ اختلاف بین میانگین‌ها با استفاده از آزمون تعقیبی توکی

زاویه (I)	زاویه (J)	مقایسه میانگین‌ها (I-J)	خطای استاندارد	معنی‌داری
۰	۱۵	۰/۰۰۸۶۹	۰/۱۰۲۹	۱/۰۰۰
	۳۰	۰/۰۰۵۷۳	۰/۱۰۲۹	۰/۹۹۸
	۴۵	۰/۰۰۶۰۸	۰/۱۰۲۹	۰/۹۹۷
	۶۰	۰/۰۱۳۴	۰/۱۰۲۹	۰/۸۴۸
	۷۵	۰/۰۲۴۹	۰/۱۰۲۹	۰/۱۹۰
	۹۰	۰/۰۴۷۸	۰/۱۰۲۹	۰/۰۰۰
۱۵	۳۰	۰/۰۰۴۸۷	۰/۱۰۲۹	۰/۹۹۹
	۴۵	۰/۰۰۵۲۱		۰/۹۹۹
	۶۰	۰/۰۱۲۶		۰/۸۸۵
	۷۵	۰/۰۲۴۰		۰/۲۲۷
	۹۰	۰/۰۴۶۹		۰/۰۰۰
۳۰	۴۵	۰/۰۰۰۳۴۷	۰/۰۱۰۲۹	۱/۰۰۰
	۶۰	۰/۰۰۷۷۳		۰/۹۸۹
	۷۵	۰/۰۱۹۱		۰/۵۰۵
	۹۰	۰/۰۴۲۰		۰/۰۰۱

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

ادامهٔ جدول ۴ـ مقایسهٔ اختلاف بین میانگین‌ها با استفاده از آزمون تعقیبی توکی

زاویه (I)	زاویه (J)	مقایسه میانگین‌ها (I-J)	خطای استاندارد	معنی‌داری
۴۵	۶۰	۰/۰۰۰۷۳۹	۰/۰۱۰۲۹	۰/۹۹۲
	۷۵	۰/۰۱۸۸		۰/۵۲۸
	۹۰	۰/۰۴۱۷		۰/۰۰۱
۶۰	۷۵	-۰/۰۱۱۴	۰/۰۱۰۲۹	۰/۹۲۵
	۹۰	۰/۰۳۴۳		۰/۰۱۵
۷۵	۹۰	۰/۰۲۲۹	۰/۰۱۰۲۹	۰/۲۸۱
۹۰	۰	-۰/۰۴۷۸	۰/۰۱۰۲۹	۰/۰۰۰
	۱۵	-۰/۰۴۶۹		۰/۰۰۰
	۳۰	-۰/۰۴۲۰		۰/۰۰۱
	۴۵	-۰/۰۴۱۷		۰/۰۰۱
	۶۰	-۰/۰۳۴۳		۰/۰۱۵
	۷۵	-۰/۰۲۲۹		۰/۲۸۱

* اعداد پررنگ که زیر آنها خط کشیده شده، در سطح ۵٪ معنی‌دارند.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

- بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۹۰، ۳۰ و ۹۰، ۴۵ و ۹۰، ۶۰ و ۹۰ درجه اختلاف معنی‌داری وجود دارد (P<۵٪).

براساس نتایج جدول ۵، با استفاده از آنالیز واریانس مقایسهٔ بین میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته طی انقباض ایزومتریک پس از خستگی نشان می‌دهد که مقدار F محاسبه‌شده معنی‌دار است (P<۵٪).

جدول ۵ـ مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پس از خستگی

آنالیز واریانس	مجموع مجذورات	درجه‌آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معنی‌داری
بین گروه‌ها	۰/۰۵۵۵	۶	۰/۰۰۹۲۵	۵/۲۵۵	۰/۰۰۰
درون گروه‌ها	۰/۲۷۱	۱۵۴	۰/۰۰۱۷۶		
جمع کل	۰/۳۲۷	۱۶۰			

از آنجاکه نسبت F معنی‌دار است، برای تعیین اختلاف بین میانگین‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. براساس نتایج جدول ۶، با استفاده از آزمون تعقیبی توکی مشخص شد :

– بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۱۵، ۰و ۳۰، ۰ و ۴۵، ۰ و ۶۰، ۰ و ۷۵، ۱۵ و ۳۰، ۱۵ و ۴۵، ۱۵ و ۶۰، ۱۵ و ۷۵، ۳۰ و ۴۵، ۳۰ و ۶۰، ۳۰ و ۷۵، ۴۵ و ۶۰، ۴۵ و ۷۵، ۶۰ و ۷۵، ۶۰ و ۹۰ و ۷۵ و ۹۰ درجه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد.

– بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۹۰، ۱۵ و ۹۰، ۳۰ و ۹۰ و ۴۵ و ۹۰ درجه اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P<٪۵$).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

جدول ۶ـ مقایسهٔ اختلاف بین میانگین‌ها با استفاده از آزمون تعقیبی توکی

زاویه (I)	زاویه (J)	مقایسه میانگین‌ها (I-J)	خطای استاندارد	معنی‌داری
۰	۱۵	۰/۰۰۴۷۸	۰/۰۱۲۳	۱/۰۰۰
	۳۰	۰/۰۰۵۲۱	۰/۰۱۲۳	۱/۰۰۰
	۴۵	۰/۰۰۸۶۹	۰/۰۱۲۳	۰/۹۹۲
	۶۰	۰/۰۲۱۷	۰/۰۱۲۳	۰/۵۷۷
	۷۵	۰/۰۳۲۱	۰/۰۱۲۳	۰/۱۲۶
	۹۰	۰/۰۵۶۰	۰/۰۱۲۳	۰/۰۰۰

ادامهٔ جدول ۶ـ مقایسهٔ اختلاف بین میانگین‌ها با استفاده از آزمون تعقیبی توکی

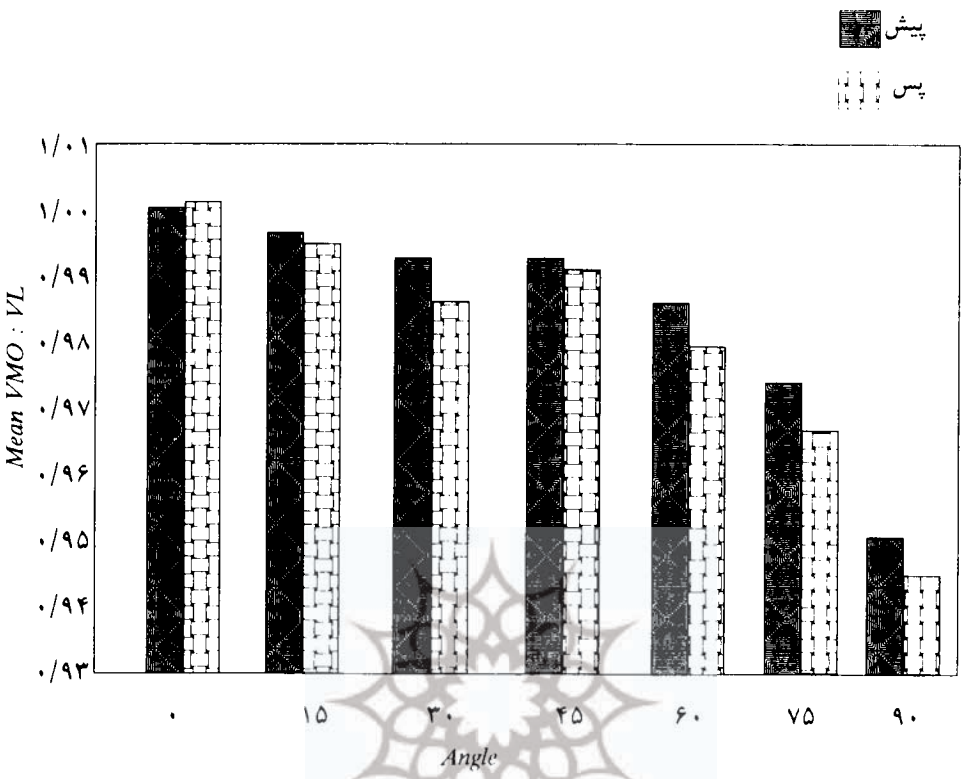
معنی‌داری	خطای استاندارد	مقایسه میانگین‌ها (I-J)	زاویه (J)	زاویه (I)
۱/۰۰۰	۰/۰۱۲۳	۰/۰۰۰۴۳۴	۳۰	۱۵
۱/۰۰۰		۰/۰۰۳۹۱	۴۵	
۰/۸۱۸		۰/۰۱۶۹	۶۰	
۰/۲۸۸		۰/۰۲۷۳	۷۵	
۰/۰۰۱		۰/۰۵۱۳	۹۰	
۱/۰۰۰	۰/۰۱۲۳	۰/۰۰۳۴۷	۴۵	۳۰
۰/۸۳۵		۰/۰۱۶۵	۶۰	
۰/۳۰۷		۰/۰۲۶۹	۷۵	
۰/۰۰۱		۰/۰۵۰۸	۹۰	
۰/۹۴۱	۰/۰۱۲۳	۰/۰۱۳۰	۶۰	۴۵
۰/۸۴۲		۰/۰۲۳۴	۷۵	
۰/۰۰۲		۰/۰۴۱۷	۹۰	
۰/۹۸۰	۰/۰۱۲۳	۰/۰۱۰۴	۷۵	۶۰
۰/۰۸۱		۰/۰۳۴۳	۹۰	
۰/۴۵۸	۰/۰۱۲۳	۰/۰۲۳۹	۹۰	۷۵
۰/۰۰۰	۰/۰۱۲۳	-۰/۰۵۶۰	۰	۹۰
۰/۰۰۱		-۰/۰۵۱۳	۱۵	
۰/۰۰۱		-۰/۰۵۰۸	۳۰	
۰/۰۰۲		-۰/۰۴۷۳	۴۵	
۰/۰۸۱		-۰/۰۳۴۳	۶۰	
۰/۴۵۸		-۰/۰۲۳۹	۷۵	

* اعداد پررنگ که زیر آنها خط کشیده شده، در سطح ۵٪ معنی‌دارند.

براساس نتایج جدول ۷، با استفاده از آزمون t – همبسته، مقایسهٔ بین میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای همنام مفصل زانو پیش و پس از خستگی به درجهٔ آزادی df = ۲۲ و در سطح ۵٪، هیچ‌کدام از مقادیر t محاسبه‌شده بزرگتر از t بحرانی (۲/۰۸۰) و به تبع آن هیچ‌کدام از مقادیر P کوچکتر از ۵٪ نیست. بنابراین، نتیجه می‌گیریم بین میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای همنام پیش و پس از خستگی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (P> ۵٪). به عبارت دیگر، خستگی بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته طی انقباض ایزومتریک تأثیری ندارد.

جدول ۷ـ مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای همنام مفصل زانو پیش و پس از خستگی

مقایسه میانگین زوایای پیش و پس از خستگی	میانگین	خطای معیار میانگین	t محاسبه‌شده	درجهٔ‌آزادی	معنی‌داری
۰	-۰/۰۰۱۷۳	۰/۰۰۲۶۴	-۰/۶۵۸	۲۲	۰/۵۱۷
۱۵	۰/۰۰۲۱۷	۰/۰۰۶۵۰	۰/۳۳۴	۲۲	۰/۷۴۱
۳۰	-۰/۰۰۲۲۶	۰/۰۰۶۶۷	-۰/۳۳۹	۲۲	۰/۷۳۸
۴۵	۰/۰۰۰۸۶۹	۰/۰۰۷۳۰	۰/۱۱۹	۲۲	۰/۹۰۶
۶۰	۰/۰۰۶۵۲	۰/۰۰۸۲۱	۰/۷۹۴	۲۲	۰/۴۳۶
۷۵	۰/۰۰۵۵۲	۰/۰۰۹۲۲	۰/۵۹۸	۲۲	۰/۵۵۶
۹۰	۰/۰۰۶۵۲	۰/۰۱۳۴	۰/۴۸۴	۲۲	۰/۶۳۳



نمودار ۳ـ مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای همنام مفصل زانو پیش و پس از خستگی

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

بحث و نتیجه‌گیری

با مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای هفت‌گانهٔ مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پیش و پس از خستگی (جدول‌های ۶-۱)، اختلاف معنی‌داری در نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله دیده می‌شود، به‌طوری‌که در تمامی زوایا، زاویهٔ نزدیک به اکستنشن کامل زانو دارای نسبت بیشتری به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل است. این در حالی است که با افزایش زاویهٔ مفصل زانو از اکستنشن به فلکشن، این نسبت به تدریج کاهش می‌یابد و در زاویهٔ ۹۰ درجه به پایین‌ترین اندازهٔ خود تنزل می‌کند. براساس یافته‌های تحقیق، با مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو، زوایای ۰ تا ۹۰ درجه مفصل زانو را می‌توان به دو

دامنهٔ حرکتی ۶۰ - ۰ و ۹۰ - ۷۵ درجه، به ترتیب به‌عنوان کاراترین و ناکاراترین دامنهٔ حرکتی مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته تقسیم کرد. این یافته با نتایج تحقیق حافظی همخوانی دارد. حافظی در سال ۱۳۷۸ نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله را در حین انقباض ایزومتریک در هفت زاویهٔ مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته مورد بررسی قرار داد (۱). نتایج ایشان نشان داد در زنجیرهٔ حرکتی بسته نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن‌خارجی در تمامی زوایا متفاوت است که این به‌صورت آهنگ خاص به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل جابه‌جا شده‌بود. بنابراین، در زنجیرهٔ حرکتی بسته، زاویهٔ ۱۵ درجه کاراترین وضعیت، زاویهٔ ۹۰ درجه ناکاراترین وضعیت و قوس حرکتی ۳۰- ۰ درجه بهترین قوس حرکتی است. براساس یافته‌های تحقیق، قوس حرکتی پیش از خستگی ۶۰-۰ و پس از خستگی به ۴۵-۰ درجه محدود شد.

خستگی تأثیر معنی‌داری بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مختلف مفصل زانو ندارد. مقایسهٔ میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای همنام مفصل زانو (جدول ۷)، نشان داد خستگی تأثیر معنی‌داری بر نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله ندارد. البته عدم تأثیر خستگی بر تغییر نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مختلف مفصل زانو می‌تواند نتیجهٔ افزایش فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل یا کاهش فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن خارجی یا تأثیر همزمان هر دو باشد. از آنجا که با مقایسهٔ فعالیت الکتریکی هر کدام از عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در مراحل پیش و پس از خستگی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد، عدم تغییر نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مختلف، بیانگر آن است که بر خلاف انتظار پاسخ این دو عضله به خستگی عضلانی مشابه بوده‌است. به‌طوری‌که می‌توان گفت در بالارفتن و پایین آمدن از پله (آزمون پله)، الگوی خستگی‌پذیری این دو عضله هماهنگ و متعادل بوده و خستگی عضلانی نتوانسته فعالیت الکتریکی این دو عضله را به نفع یکدیگر جابه‌جا کند. با مرور مطالعات انجام‌شده، باوجود اینکه عضلهٔ پهن داخلی مایل ضعیف‌ترین و حساس‌ترین بخش عضلهٔ چهارسرانی و مستعد تورم مفصلی است (۶)، در مقایسه با عضلهٔ پهن خارجی دارای سطح مقطع کوچکتر و درصد کمتری از تارهای با ویژگی آستانهٔ بالای

تحریکی است (۲۰). انتظار می‌رفت پاسخ این دو عضله به خستگی عضلانی متفاوت باشد، اما نتایج نشان داد پاسخ متعادل این دو عضله به خستگی عضلانی تأثیری بر عدم تعادل عملکرد آنها نداشته و نتوانسته سبب ایجاد اختلال در مکانیسم اکستنسوری عضله چهارسر رانی گردد. بنابراین می‌توان استدلال کرد ایجاد سندروم درد کشککی - رانی، ثانویه به خستگی عضلانی نیست. به عبارت دیگر، تا مادامی که در اجرای فعالیت‌های حرکتی و ورزشی از این دو عضله به‌طور همزمان به یک نسبت استفاده شود و الگوی خستگی‌پذیری این دو عضله مشابه و متعادل باشد، خستگی عضلانی نمی‌تواند عامل سببی و تسهیلی برای ایجاد این سندروم به‌حساب آید. این یافته با نتایج تحقیق پون و همکارن که در سال ۲۰۰۰ تأثیر خستگی را بر روی نسبت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی دو گروه افراد مبتلا به سندروم درد کشککی - رانی و سالم مورد مطالعه قرار دادند (۱۶)، همخوانی دارد. در تحقیق پون، افراد به مدت ۶۰ ثانیه حرکت اسکات را در ۳۰ درجه فلکشن زانو انجام دادند. تجزیه و تحلیل اطلاعات آنها نشان داد تفاوتی بین MF و RMS عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی هر کدام از گروه‌ها و دو گروه با هم وجود نداشته‌است، نتیجه اینکه عضلهٔ پهن داخلی مایل نمی‌تواند عامل اساسی ایجاد سندروم درد کشککی - رانی به شمار رود.

منابع و مآخذ

۱ـ حافظی،راتا. «بررسی مقایسه‌ای هفت زاویهٔ مختلف مفصل زانو در دو زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته بر روی نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در حین انقباض ایزومتریک». پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد علوم توانبخشی ، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۷۸.

۲ـ سندگل ، حسین. «فیزیولوژی ورزشی». (جلد اول)، تهران، انتشارات کمیتهٔ ملی المپیک جمهوری اسلامی ایران، ۱۳۷۲.

۳ـ گوهرپی، شاهین. «بررسی مقایسه‌ای زمان تأخیر رفلکس تاندون پاتلا در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به درد پاتلوفمورال». پایان‌نامه کارشناسی ارشد علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۷۲.

34- Bompa To . "Theory and Methodology of Training : the Key to athletic performance". (2nd .ed) Dubuque : Kendall/Hunt Publishing Company,1990.

5- Corrigan, B.Maitland, G.D."Practical Orthopoadic Medicine", Fourth. ed. Butterworth, 1989, PP: 126-128.

6- Felder, C,R.et al. "The use of EMG Biofeedback for Training the VMO inpatients with PEPS". BMIA: Articles : EMG:one, 2001.

7- Hortobagyi, T.et al. "Deacreased Neuromuscular Efficiency During Fatigue Following Lower Limb Immobilization", American Society of Biomechanics, 1997.

8- Juhn, M.S."Patellofemoral Pain Syndrome:A Review & Guidelines for Treatment". American Family Physican (NOVI)http:/www.Find atricles.com, 1999.

9- King, M.A.et al."The VMO more active at 90 degrees of knee Flexion", official Journal of Amirican College of Sports Medicine, 1991, 24, P:147.

10- Kujala, U.M.et al. "Knee Ostearthritis in Former Runner, Soccer Players, Weight Lifters and shooters ".http//gus.im.wfubmc. edu/respgmrounds/ 1998/osteoart. html.1995.

11- Loyd, G.D."Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in Australian Football". Jospt.2001, 31(11),PP: 645-654.

12-Marjorie, Boucher . "Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrom".The American Journal of sports medicine. 1992, 20(5), PP :27-532.

13- McConnel, J."The management of chondromalacia patella : A Long - Term solution". The Austrelian Journal of physiotherapy. 1986, 32, PP:215-223.

14- Ninos, J.Cet al ."Electromygraphic analysis of squat performed in selfselected Lower extermity neutral rotation & 30 of Lower extremity turn-out from selfselected neutral position". JOSPT. 1997, 25, PP:307-315.

15- Palastaga N.Field D.Soams R. "Anatomy and Human Movement", 2nd Butter Worth, 1997, PP: 442-447.

16- Poon, Cheuk, Bacic."VMO/VL fatigue". School of physiotherapy. 2000.

17- Stratford, P. "Electromyography of the Quadriceps Famoris Muscles in subjects with normal Knees & Acutely Effused Knees".Physiotherapy, 1981, 62(3), PP: 270-283.

18- Witvrouw, E.et al. "Reflex response times of VMO & VL in normal subjects & subjects with patellofemoral pain syndrome". JOSPT. 1996, 24 , PP:160-165.

19- Witvrouw, Erik. "Intrinsic risk Factors For the development of Anterior Knee pain in an athletic population". AJOSM. July, 2000.

20- Zachazewski J.Magee D.Quillen W."Athletic injuries and rehabilitation". 1996, PP: 693-725.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی