مقاله تحقیقی

مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل
دوره یازدهم، شمارهٔ ۲، خرداد – تیر ۱۳۸۸، صفحه ۶۶-۶۱

تاثیر سرعت حرکت، خستگی عضلانی و اثر متقابل آنها بر هماهنگی بین عضلات کوادری سپس و همسترینگ

خسرو خادمی کلانتری[۱]، مریم عباس زاده امیردهی*[۲]، سعید طالبیان مقدم[۳]، محمدرضا هادیان[۴]

۱- دانشیار گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی بابل
۳- دانشیار گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴- استاد گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

دریافت: ۸۷/۹/۲۴، اصلاح: ۸۷/۱۱/۳۰، پذیرش: ۸۸/۲/۲۳

خلاصه

سابقه و هدف: هماهنگی بین عضلانی از جنبه های بیومکانیکی و کنترل عصبی عضلانی نقش مهمی در عملکرد و جلوگیری از صدمات مفصل زانو ایفا می کند. این مطالعه به منظور بررسی تأثیر سرعت، خستگی و اثر متقابل آنهابر هماهنگی بین عضلات همسترینگ و کوادری سپس انجام شد.

مواد و روشها: این مطالعه از نوع نیمه تجربی بر روی ۳۱ فرد سالم غیر ورزشکار (۲۴زن و ۷ مرد) ۳۰-۲۰ سال که به روش نمونه گیری آسان انتخاب شده بودند، انجام گردید. جهت اعمال خستگی از ۶۰ حرکت فلکشن و اکستنشن زانو با حداکثر قدرت ارادی در سرعت ۴۵درجه برثانیه استفاده گردید. الکترومیوگرافی سطحی از عضلات کوادری سپس و همسترینگ های داخلی و خارجی جهت شروع فعالیت الکتریکی این عضلات در حین انجام حرکت اکستنشن زانو با سرعت های ۴۵، ۱۵۰و ۳۰۰درجه بر ثانیه با استفاده از دستگاه ایزوکاینتیک قبل و بعد از خستگی ثبت گردید. سپس داده ها مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

یافته ها: یافته های مطالعه نشان داد که شروع فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات همسترینگ در تمام سرعتها و در شرایط خستگی و بدون اعمال خستگی، با تأخیر نسبت به عضلات چهارسرانی صورت میگیرد. میانگین زمان تأخیردر شرایط بدون خستگی در سرعت ۴۵ درجه بر ثانیه ۱۳/۲±۷۴/۳ میلی ثانیه، در سرعت ۱۵۰درجه بر ثانیه ۷/۵±۵۰ میلی ثانیه، در سرعت۳۰۰درجه بر ثانیه ۷/۲±۵۳/۸ میلی ثانیه بدست آمد که با ازدیاد سرعت کاهش یافت ($p<0/05$). در حالت خستگی در سرعت ۴۵ درجه بر ثانیه ۸/۸±۶۸ میلی ثانیه، در سرعت ۱۵۰درجه بر ثانیه ۱۱/۶±۵۰/۸ میلی ثانیه، در سرعت ۳۰۰درجه بر ثانیه ۳/۴±۴۸/۳ میلی ثانیه بدست آمد که بجز در مورد عضله واستوس مدیالیس با همسترینگ با ازدیاد سرعت تغییری نکرد.

نتیجه گیری: نتایج تحقیق نشان داد که سرعت های بالا بر روی اختلاف زمانی بین شروع فعالیت عضلات کوادری سپس و همسترینگ نسبت به هم و در ارتباط با سرعت تاثیر بیشتری دارد و در واقع می توان گفت عمده تغییرات مشاهده شده مربوط به اثر سرعت می باشد نه خستگی.

واژه های کلیدی: *هماهنگی، زانو، خستگی عضلانی، سرعت، الکترومیوگرافی.*

مقدمه

هماهنگی بین عضلانی از جنبه های بیومکانیکی و کنترل عصبی عضلانی نقش مهمی در عملکرد و جلوگیری از صدمات مفصل زانو ایفا می کند. هر چند این تاثیرات بیومکانیکی و کنترل عصبی عضلانی به ظاهر مستقل از هم می باشند ولی در عمل وابستگی کاملی به هم دارند. مهمترین جنبه بیومکانیکی هماهنگی بین عضلانی در رابطه با صدمات عضلات همسترینگ می باشد. استرین عضلات همسترینگ شایعترین صدمه عضلانی در ورزشهایی است که با سرعت های بالای دویدن و حرکات پر شتاب همراه می باشند (۲و۱). بیومکانیک به مفهوم الگوهای حرکتی یعنی زمان فعال شدن عضله و مقدار فعالیت آن و کنترل حرکت می باشد و تحقیق در مورد الگوهای هماهنگی بین عضلانی در پاسخ به مکانیکِ تغییراتی از قبیل سرعت، خستگی و... موجب فهم بهتر کنترل

▣ مقاله حاصل پایان نامه مریم عباس زاده، دانشجوی کارشناس ارشد دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می باشد.
* مسئول مقاله:
آدرس: بابل، بیمارستان شهید یحیی نژاد، بخش فیزیوتراپی
e-mail: m.abbaszadeh@mubabol.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

حرکت می شود (۳). فاکتورهای متعددی از جمله گرم کردن نامناسب، خستگی، صدمات قبلی، ضعف یا عدم تعادل عضلانی، کاهش انعطاف پذیری و نقص کنترل نوروماسکولار در ایجاد این صدمات مؤثر می دانند (۵و۴). آنچه کمتر مورد توجه قرار گرفته است نقش کنترل عصبی عضلانی در ایجاد این صدمات در حین دویدن عضلات همسترینگ برای نقشهای متفاوتی وارد عمل می شوند. کنترل حرکات مفصل هیپ و زانو در انتهای فاز سوونگ یا ایجاد گشتاور اکستانسوری در مفصل ران در ابتدای فاز استانس از جمله مهمترین عملکردهای این عضلات می باشد که همه این فعالیتهای متفاوت تنها در دوره زمانی بسیار کوتاهی در سیکل دویدن روی می دهد (۶). همزمانی این دوره فعالیت فشرده عضلات همسترینگ با دوره ای که صدمات این عضله عمدتاً در آن روی می دهد، این احتمال را مطرح می کند که بهم خوردن هماهنگی دقیق این عضلات در ایجاد صدمات آنها نقش داشته باشند. شاید دلیل اصلی اهمیت بالای استرین عضلات همسترینگ در احتمال بالای تکرار این صدمات باشد. تحقیقات نشان داد که در سال اول بعد از صدمه اولیه، یک نفر از هر سه نفر دچار صدمات مجدد می شوند (۷). خستگی نیز به عنوان یکی از عوامل خطر زا در ایجاد صدمات زانو مطرح می باشد (۸).

زمانبندی فعالیت عضله که نشان دهنده هماهنگی عضلانی است به هنگام حرکات دینامیک خستگی تغییر می کند. در واقع فعالیت به موقع عضلات در پاسخ به حرکات مفصل برای جلوگیری از ضایعه مهم بوده ودر مطالعاتی که اثرات خستگی را روی زمان پاسخ عضله مورد بررسی قرار دادند مشخص شد که این زمانبندی دچار تأخیرشده و در زانو باعث از دست رفتن ثبات مکانیکال مفصل می شود (۱۰و۹و۱). با وجود اهمیت زمان بندی فعالیت عضلانی در برقراری هماهنگی بین عضلات، مطالعات معدودی به بررسی جنبه های زمانی آن پرداخته است. لذا در این مطالعه تاثیر فاکتورهای سرعت و خستگی عضلانی بر تغییرات زمان نسبی شروع فعالیت عضلات همسترینگ و کوادری سپس به عنوان یکی از فاکتور های هماهنگی بین عضلانی مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روشها

این مطالعه نیمه تجربی بر روی ۳۱ فرد (۲۴زن و ۷مرد) سالم غیر ورزشکار با میانگین سنی ۲/۵ ± ۲۳/۵ که به روش نمونه گیری آسان انتخاب شده بودند، انجام شد. در صورت عدم توانایی آزمون شونده در انجام هریک از مراحل آزمون و یا بروز درد در مفاصل، از مطالعه خارج می شدند. برای اندازه گیری گشتاور کانسنتریک عضله کوادری سپس از دینامومتر بایودکس (Biodex Medical System, Inc., Shirley, New York,) استفاده شد. تکرار پذیری و اعتبار این دستگاه قبلا توسط Drouin و همکاران به اثبات رسیده است (۱۱).از دستگاه الکترومیوگرافی (EMG) Biometrics مدل DataLog با خصوصیات هشت کانال مجزا که دراین تحقیق از پنج کانال جهت سه عضله اکستانسور (واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس، واستوس لترالیس) و دو عضله فلکسور (بای سپس فموریس، سمی تندینوسوس) با مشخصات Band pass filter: 20 Hz-450Hz ،Gain: 50 µv/Div ، Sampling frequency: 1000 Hz استفاده شد. برای انجام الکتروگونیامتر از گونیامتر دیژیتال Data log ساخت شرکت Biometrics استفاده شد. الکترود مربوط به گونیامتر از نوع strain gauge با دقت (accuracy) ۲± درجه و تکرارپذیری (repeatability) ۱ درجه و مدل SG110 استفاده شد. ابتدا برای آزمون شونده ها روش کار توضیح داده شد و فرم اطلاعات فردی و رضایت نامه توسط فرد تکمیل شد. قبل از شروع آزمون، تست کوتاهی عضله همسترینگ برای هر فرد انجام گردید. فرد را در وضعیت به پشت خوابانده و هر دو مفصل ران در وضعیت ۹۰ درجه خم شده نگاهداشته شد و سپس از فرد خواسته شد زانوهایش را بصورت مجزا تا جائیکه ممکن است صاف کند، در افراد بدون کوتاهی همسترینگ، زانو در داخل دامنه ۲۰ درجه تا اکستنشن کامل قرار می گرفت. در صورت مشاهده کوتاهی همسترینگ، فرد از مطالعه حذف می گردید. مطالعه بر روی پای غالب داوطلبین انجام گردید. در این مطالعه پای غالب کلیه آزمون شونده ها پای راست بود.

پس از آماده سازی پوست، الکترودهای سطحی EMG طبق دستور SENIAM بر روی عضلات بایسپس فموریس (نصف فاصله بین توبروزیته ایسکیال و اپی کوندیل لترال تی بیا)، سمی تندینوسوس (نصف فاصله بین توبروزیته ایسکیال و اپی کوندیل مدیال تی بیا)، رکتوس فموریس (نصف فاصله بین ASIS و قسمت فوقانی پاتلا)، واستوس لترالیس (دو ثلث روی خطی از خار خاصره قدامی فوقانی تا کناره خارجی پاتلا) و واستوس مدیالیس (۸۰٪ روی خطی از خار خاصره قدامی فوقانی تا فضای مفصلی زانو) ثابت شد (۱۲). سپس فرد مورد آزمون روی صندلی دینامومتر قرار گرفت، به طوری که مفصل ران در زاویه ۹۰ درجه قرار گیرد. مچ پای فرد توسط استرپ از ناحیه دو انگشت بالای مالئول خارجی به بازوی اهرمی دستگاه وصل و محکم شد. توالی سرعت های مختلف مورد مطالعه شامل سرعت های ۴۵، ۱۵۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه را هر فرد قبل از آزمون بطور تصادفی با استفاده از جدول اعداد تصادفی انتخاب می کرد. آزمون در هر سرعت در دامنه حرکتی از ۹۰ درجه فلکشن زانو تا اکستانسیون کامل انجام گرفت. جهت گرم نمودن عضلات، در ابتدا در هر سرعت ۱۰ حرکت مستقل و در مجموع ۳۰ حرکت با شدت زیر حداکثر گشتاور ارادی انجام گرفت. پس از گرم کردن، در هر سرعت سه تکرار متوالی با حداکثر قدرت انجام و همزمان گشتاور و فعالیت الکترومیوگرافی ثبت شد. حداکثر مقادیر ثبت شده از میان سه حرکت به عنوان حداکثر گشتاور ارادی فرد ثبت و از الکترومیوگرافی ثبت شده از همان حرکت برای اندازه گیری اطلاعات مربوط به زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات استفاده گردید. به منظور اعمال خستگی از ۶۰ حرکت اکستنشن-فلکشن زانو با حداکثر قدرت بصورت کانسنتریک-کانسنتریک در سرعت ۴۵ درجه بر ثانیه استفاده شد. به منظور اطمینان از حداکثر تلاش ارادی، محدوده حداکثر فعالیت گشتاور اکستنسوری فرد که در آزمون ابتدایی تعیین شده بود بر روی مانیتور دستگاه ایزوکینتیک تعیین و از فرد خواسته شد سعی کند تا در حین انجام آزمون گشتاور حاصله را د ر حد فوق حفظ کند (۱۳). معیار ایجاد خستگی در هر سرعت رسیدن به گشتاوری زیر ۵۰٪ حداکثر گشتاور ارادی آن فرد در آن سرعت بود (۱۵و۱۴).

برای اندازه گیری زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات از معیار دو برابر میانگین ریشه دوم مجذور (RMS) ۱۰۰ هزارم ثانیه قبل از فعالیت عضلانی و برای زمان تأخیرشروع فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به عضلات چهار سر رانی نیز به همین صورت محاسبه و میانگین سه زمان محاسبه شده در سه حرکت آخر گفته شده جهت آنالیز آماری مورد استفاده قرار گرفت. به منظور بررسی تاثیر

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

فاکتور سرعت در سه سطح، از آزمون آماری Repeated Measure ANOVA استفاده شد و در صورت معنی داربودن هر یک از زمانهای تاخیری ثبت شده، از آزمون بن فرونی برای مقایسه دوبه دوی آن استفاده گردید. اطلاعات بدست آمده در هر سرعت قبل و بعد از خستگی عضلانی با استفاده از Paired T-Test مقایسه شدند و در نهایت اثر متقابل سرعت و خستگی بر زمان شروع فعالیت عضلانی با استفاده از Repeated Measure ANOVA بر اساس دو فاکتور مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

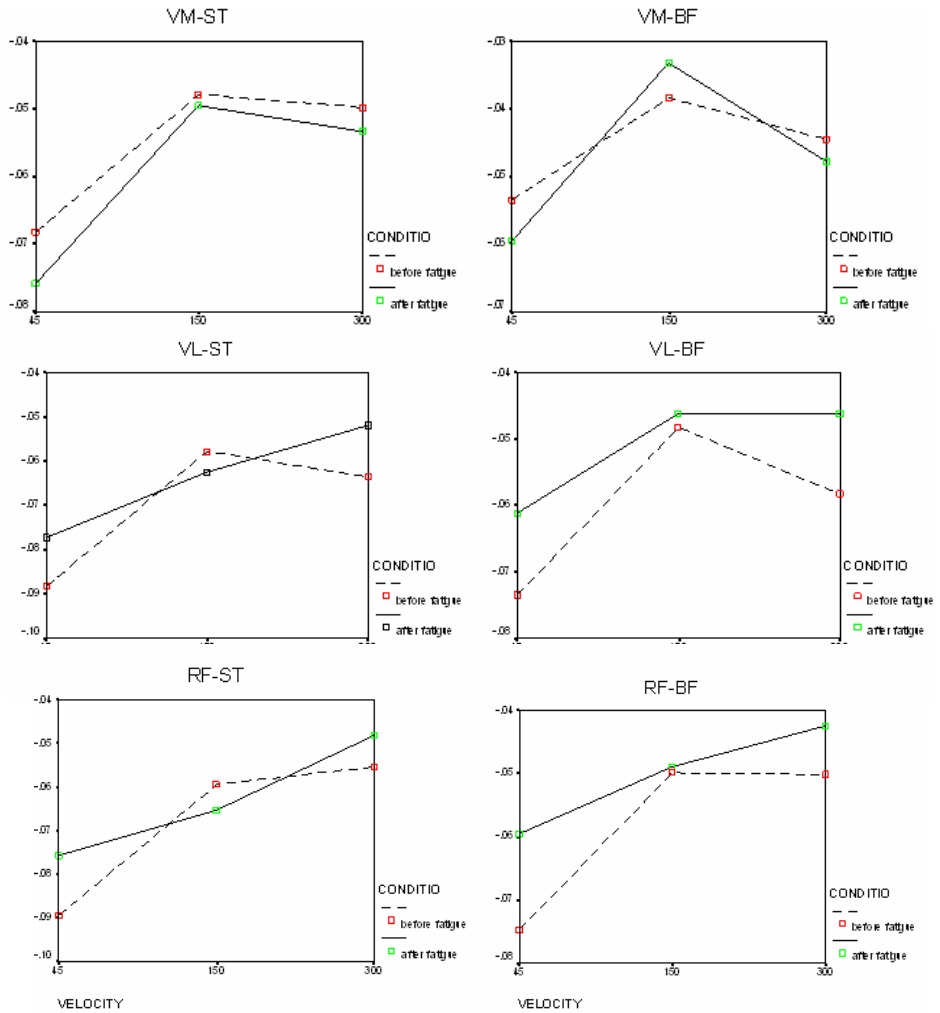
یافته ها

نتایج مطالعه نشان داد که در تمام سرعتها و در شرایط خستگی و بدون اعمال خستگی شروع فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات همسترینگ با تاخیر نسبت به عضلات چهار سر رانی صورت می گیرد. میانگین زمانهای تاخیر در سرعتهای مختلف قبل و بعد از اعمال خستگی نشان دهنده کاهش زمان تاخیر فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به چهار سر رانی با ازدیاد سرعت می باشد (جدول شماره ۱).

جدول شماره ۱. میانگین ± انحراف معیار تاخیر زمانی عضلات مختلف همسترینگ نسبت به عضلات چهار سر رانی در سرعتهای مختلف و در شرایط بدون اعمال خستگی و بعد از اعمال خستگی.

	سرعت درجه بر ثانیه	BF-RF (هزارم ثانیه)	ST-RF (هزارم ثانیه)	BF-VL (هزارم ثانیه)	ST-VL (هزارم ثانیه)	BF-VM (هزارم ثانیه)	ST-VM (هزارم ثانیه)
قبل از خستگی	۴۵	۷۵±۴۵	۸۹±۶۰	۷۴±۴۸	۸۷±۶۲	۵۳±۸۱	۶۸±۷۷
	۱۵۰	۴۹±۳۶	۶۰±۴۰	۴۸±۲۸	۵۷±۲۸	۳۹±۳۴	۴۷±۴۰
	۳۰۰	۵۰±۳۰	۵۵±۴۱	۶۱±۳۸	۶۳±۴۱	۴۴±۲۷	۵۰±۲۷
بعد از خستگی	۴۵	۵۹±۴۰	۷۵±۵۰	۶۱±۳۲	۷۷±۴۱	۶۰±۴۶	۷۶±۴۶
	۱۵۰	۴۹±۳۸	۶۵±۴۰	۴۶±۳۲	۶۲±۳۴	۳۳±۳۲	۵۰±۳۳
	۳۰۰	۴۲±۵۰	۴۹±۹۲	۴۵±۲۰	۵۲±۹۰	۴۸±۵۰	۵۴±۹۰

زمان تاخیر بصورت هزارم ثانیه می باشد. (BF بایسپس فموریس یا دو سر رانی، RF رکتوس فموریس، ST سمی تندنیوسوس یا نیم وتری، VL واستوس لترالیس و VM واستوس مدیالیس)



[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

نمودار ۱. تغییرات میانگین زمان تاخیر بین عضلات همسترینگ و کوادری سپس در سرعتهای۴۵، ۱۵۰، ۳۰۰ درجه برثانیه و در شرایط دو گانه بدون خستگی و بعد از خستگی

فاکتور سرعت تغییر معنی دار آماری بر روی زمان تاخیر شروع فعالیت عضلات بایسپس فموریس و سمی تندنیوسوس نسبت به واستوس مدیالیس نداشت و خستگی موجب معنی دار شدن زمان تاخیر شروع فعالیت عضلات سمی تندنیوسوس و بایسپس فموریس نسبت به واستوس مدیالیس تنها به هنگام افزایش سرعت از ۴۵ به ۱۵۰ درجه بر ثانیه شد (p=۰/۰۳). بررسی تاثیر فاکتور سرعت بر زمان تاخیر عضله بایسپس فموریس نسبت به واستوس لترالیس (p=۰/۰۰۶) و سمی تندنیوسوس نسبت به واستوس لترالیس (p=۰/۰۰۸) نشان دهنده تاثیر قابل توجه آن به هنگام افزایش سرعت از ۴۵ به ۱۵۰ درجه بر ثانیه قبل از خستگی بود و اما خستگی بر تاخیر زمانی بایسپس فموریس و سمی تندنیوسوس نسبت به واستوس لترالیس در هیچ یک از موارد تاثیر معنی دار آماری را نشان نداد. اما در مورد تاخیر زمانی بایسپس فموریس و سمی تندنیوسوس نسبت به رکتوس فموریس بررسی تاثیر فاکتور سرعت و خستگی نشان دهنده تاثیر قابل توجه تنها در فاکتور سرعت بود (p<۰/۰۱). در بررسی دو به دوی زمانهای تاخیر، تفاوت معنی دار بین سرعتهای ۴۵ با سرعتهای ۱۵۰ و ۳۰۰ قبل از اعمال خستگی در عضلات سمی تندنیوسوس نسبت به رکتوس فموریس (به ترتیب p=۰/۰۰۶ و p=۰/۰۰۲) و بایسپس فموریس نسبت به رکتوس فموریس (به ترتیب p=۰/۰۱ و p=۰/۰۰۲) مشاهده شد (شکل ۱).

بحث و نتیجه گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که عمده تغییرات مشاهده شده بر روی هماهنگی بین عضلات همسترینگ و کوادری سپس مربوط به اثر سرعت می باشد نه خستگی. نتایج ما مبین این مطلب است که دو عضله واستوس لترالیس و رکتوس فموریس نقش مهمی در حرکات سرعتی دارند و اختلاف زمانی این دو عضله با عضلات بایسپس فموریس و سمی تندنیوسوس با افزایش سرعت کاهش می یابد بعبارت دیگر با تصمیم گیری انقباض آگونیست عضلات آنتاگونیست (همسترینگ) وارد عمل شده و در سرعت بالاتر این اختلاف زمانی کمتر می شود مفهوم آن این است که افزایش سرعت بکارگیری عضلات واستوس لترالیس و رکتوس فموریس باعث افزایش بکارگیری عضلات سمی تندنیوسوس و بایسپس فموریس بعنوان یک کنترل کننده اکسنتریک در شروع حرکت می شود. طبق تحقیقات با ازدیاد سرعت هر چند میزان پیک استرچ همسترینگ تغییری نمی کند ولی میزان کار منفی یا negative work افزایش معنی داری می یابد وعنوان شده است که نیاز به استرچ و ازدیاد کار منفی همسترینگ ها می تواند خطر صدمات را در در سرعت های بالاتر افزایش دهد. کاهش زمان تأخیر فعالیت همسترینگ در سرعت های بالاتر می تواند در افزایش میزان کار منفی محاسبه شده مؤثر باشد که همراستا با نتایج Thelen و همکارانش می باشد (۲). اما تفاوت معنی دار بین اختلاف زمانی شروع فعالیت عضله واستوس مدیالیس با دو عضله همسترینگ در سرعت ۱۵۰ و۳۰۰ با ۴۵ درجه بر ثانیه وجود ندارد این بدان مفهوم است که ساختار فیبرهای عضلانی واستوس مدیالیس در انجام یک حرکت سرعتی زیاد دخیل نیستند و طرح و برنامه ریزی حرکتی در مورد این عضله همان برنامه ریزی سرعت ۴۵ است و Co-contraction این عضله با آنتاگونیست خویش در یک فرایند زمانبندی ثابت و تعریف شده است.

نتایج ما نشان داد که تفاوت معنی داری بین دو سرعت ۱۵۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه در اختلاف زمانی عضلات فلکسور و اکستانسور در هیچ یک از عضلات مشاهده نشده است که می تواند بعلت ثابت بودن گشتاور ماکزیمم و همچنین ناشی از برنامه ریزی های حرکتی در سرعتهای بسیار بالا باشد که پردازش و دریافت ورودیهای گیرنده های حس عمقی و تاندونی که در تعیین Co-activation آلفا و گاما مؤثر می باشد ثابت بوده و ارتباط نوروفیزیولوژیکی با rate یا نرخ بکارگیری واحد های حرکتی در سطح CNS دارد. در مورد خستگی در مقایسه اختلاف زمانی عضلات ملاحظه شد که روند کاهش فاصله اختلاف زمانی به جز در مورد واستوس مدیالیس با عضلات همسترینگ از نظر آماری معنی دار نمی باشد. بعبارت دیگرکاهش زمان تاخیری مشاهده شده در فعال شدن عضلات همسترینگ نسبت به عضلات چهارسر که در وضعیت بدون خستگی بعنوان یک مکانیسم کنترلی هماهنگ مورد بحث قرار گرفت بدنبال خستگی مشاهده نگردید. لذا به نظر میرسد که بدنبال خستگی در برنامه ریزی کنترل حرکت یک اغتشاش و بهم ریختگی در بکارگیری مناسب واحد های حرکتی بوجود می آید فرآیندی که در بسیاری از موارد بدنبال بروز خستگی در حرکات ارادی دقیق نیز دیده می شود. این احتمال وجود دارد که بدلیل تاثیر خستگی بر روی عملکرد گیرنده های عضلانی مکانیسم های عملکردی و پسخوراند حرکت و کنترل های سطح نخاعی servo-system دستخوش عدم تطابق و تعامل بین ورودیها و خروجی ها شده باشد (۱۵). نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه مشابه انجام شده بر روی زنان ورزشکار بدنبال اعمال خستگی مشابهت دارد (۱۴) اما با مطالعات Billaut و همکارانش که در آن خستگی موجب کاهش معنی دار اختلاف زمانی شروع به فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به عضلات کوادرشده بود مغایر است (۳). نتایج این مطالعه در مجموع گویای تأثیر بیشتر و مشخص تر سرعت های بالا بر روی اختلاف زمانی بین شروع فعالیت عضلات کوادری سپس و همسترینگ نسبت به هم می باشد و در واقع می توان گفت عمده تغییرات مشاهده شده مربوط به اثر سرعت می باشد نه خستگی. افزایش سرعت منجر به کاهش زمان تاخیر شروع به فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به عضلات چهارسر گردید. لذا بنظر می رسد سیستم کنترلی حرکت (انقباض اکسنتریک عضلات همسترینگ) در سرعت های بالاتر سریعتر وارد عمل می شوند تا موجب کنترل مناسب و افزایش هماهنگی در فعالیت های سرعتی شوند.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از همکاری کلیه کارکنان و کارمندان دپارتمان فیزیوتراپی دانشکده های توانبخشی تهران و شهید بهشتی تشکر و قدردانی می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

The Effect of Fatigue, Velocity and Interaction of Them on the Inter-Muscular Coordination of Hamstring and Quadriceps Muscle

Kh. Khademi Kalantari (PhD) [1], M. Abbaszadeh Amirdehi (MSc) [2*], S. Talebian Moghadam (PhD) [3], M. Hadian (PhD) [4]

1. Associate Professor of Physiotherapy, Rehabilitation School, Shaheed Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. MSc in Physiotherapy, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran
3. Associate Professor of Physiotherapy, Rehabilitation School, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. Professor of Physiotherapy, Rehabilitation School, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: Dec 14th 2008, Revised: Feb 18th 2009, Accepted: May 13th 2009.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Due to aspect of biomechanical and neuromuscular, intermuscular coordination have a major role in function of knee joint and prevention of knee joint injuries. The purpose of this study was to characterize the effect of velocity and fatigue on the intermuscular coordination of hamstrings and quadriceps muscles.

METHODS: This study is quasi-experimental that was done on 31 healthy and non-athletic subjects (24 women, 7 men) aged between 20-30 years. They were selected by convenience non-probable sampling method. Subjects performed sixty knee flexion and extension with maximum voluntary effort at the velocity of 45°/s. Surface EMG of quadriceps and hamstring muscles was recorded for the study of EMG onset time during extension of the knee joint in the velocities 45°/s, 150°/s and 300°/s by isokinetic dynamometer before and after fatigue. Then data were compared.

FINDINGS: The findings showed in various velocities of fatigue and non fatigue conditions, EMG onset of hamstring muscles related to quadriceps muscles are delayed. The average of these delayed time decreased with increasing velocity in non-fatigue condition: 45°/s=74.3±13.2 ms, 150°/s=50±7.5 ms, 300°/s=53.8±7.2 ms ($p<0.05$) and in fatigue condition: 45°/s=68±8.8 ms, 150°/s=50.8±11.6 ms, 300°/s=48.3±4.4 ms) did not change with increasing velocity.

CONCLUSION: The results of this research showed that higher velocity have more effect on delay onset time of hamstrings and quadriceps muscles activations. In fact, we can say that significant changes are related to effect of velocity not fatigue.

KEY WORDS: *Coordination, Knee, Muscle fatigue, Velocity, Electromyography.*

[*] **Corresponding Author;**
Address: Physiotherapy Department, Shahid Yahyanejad hospital, Babol, Iran
E-mail: m.abbaszadeh@mubabol.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

References

1. McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in masters runners. Clin J Sport Med 2006; 16(2): 149-54.
2. Thelen DG, Chumanov ES, Sherry MA, Heiderscheit BC. Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. Exerc Sport Sci Rev 2006; 34(3): 135-41.
3. Billaut F, Basset FA, Falgairette G. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. Neurosci Lett 2005; 380(3): 265-9.
4. Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT, Spriggins AJ. Clinical risk factors for hamstring muscle strain: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. Br J Sports Med 2001; 35(6): 435-40.
5. Cameron M, Adams R, Maher CH. Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australlian football. Phys Ther Sport 2003; 4(4): 159-66.
6. Orchard J, Seward H. Epidemiology of injuries in the Australian football league, seasons 1997–2001. Br J Sports Med 2002; 36(1): 39-44.
7. Gabbett TJ. Incidence, site, and nature of injuries in amateur rugby league over three consecutive seasons. Br J Sports Med 2000; 34(2): 98-103.
8. Melnyc M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007; 15(5): 525-32.
9. Shultz SG, Perrin DH, J. M. Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10(3): 159-79.
10. Drouin JM, Valovich McLeod TC, Shults SJ, Gansender BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. Eur J Appl Phisiol 2004; 91(1): 22-9.
11. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. SENIAM: 8: European recommendations for surface electromyography, ISBN: 90-75452-15-2: Roessingh Research and Development 1999.
12. Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. J Electromyogr Kinesiol 2006; 16(6): 661-8.
13. Nordllund MM, Thorstensson A, Gresswell AG. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. J Appl Physiol 2004; 96(1): 218-25.
14. Rozzi SL, Lephart SM, Fu FH. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. J Athl Train 1999; 34(2): 106-14.
15. Aagaard P, Simonsen EB, Anderson JL, Magnusson SP, Bojsen Moler F, Dyhre Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. Scandinavian J Med Sci Sports 2000; 10(2): 58-67.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]

This document was created with Win2PDF available at http://www.daneprairie.com.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1388.11.2.9.6]