

بررسی اثر خستگی بر روی پاسخ فلکشن - ریلکسیشن عضلات ارکتور اسپاین در دو گروه افراد سالم و بیماران دارای کمر درد مزمن

دکتر حسین باقری^۱، دکتر سعید طالبیان مقدم^۲، دکتر غلامرضا علیایی^۱، ناهید براتی^۳

۱- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده:

زمینه و هدف: وجود پدیده فلکشن - ریلکسیشن (FRP) عضلات ارکتور اسپاین تنه در حرکت فلکشن، نشان دهنده سکوت میوالکتریکی بوده که بدنبال انتقال مکانیکال لود به بافت های پسیو دیسکی - لیگامانی خلف ستون فقرات اتفاق می افتد. مطالعات متعددی اختلافاتی را در FRP بین افراد سالم و بیماران کمر درد مزمن (CLBP) گزارش کرده اند. تداوم فعالیت عضلات ارکتور اسپینه در گروه بیماران ممکن است نشان دهنده تلاش بدن جهت ایجاد ثبات بیشتر در ساختار آسیب دیده باشد به این صورت که بدن از طریق یک فعالیت رفلکسی لیگامانی - عضلانی ساختار مورد نظر را از آسیب و در نتیجه درد بیشتر محافظت می کند. هدف از این مطالعه بررسی اثر خستگی بر روی پاسخ فلکشن - ریلکسیشن عضلات ارکتور اسپاین در دو گروه افراد سالم و بیماران دارای کمر درد مزمن بود.

روش بررسی: ۱۰ خانم دارای کمر درد مزمن و ۱۰ خانم سالم در سنین ۲۰ تا ۴۰ سال در این مطالعه شرکت کردند. هر دو گروه ۵ سیکل کامل فلکشن - اکستنشن را با سرعت کنترل شده توسط مترونوم انجام دادند. سیگنال های الکترومیوگرافی حاصل از عضلات پاراورتبرال T12 و L3 و عضله بایسپس فمورس و همچنین دامنه حرکتی فلکشن لومبار توسط گونیامتر دیجیتال ثبت شد. بعد از آن فرد تست خستگی Sorenson Back Endurance را انجام می داد. سپس بلافاصله مجدداً ۵ تکرار حرکت فلکشن - اکستنشن را انجام می داد.

یافته ها: در گروه بیماران بعد از خستگی زاویه فلکشن ستون فقرات در زمان EMG Off نسبت به افراد سالم تفاوت معنا داری در جهت افزایش نشان داد. بعد از خستگی در هر دو گروه میزان دوره سکوت فعالیت میوالکتریکی نسبت به قبل از خستگی تفاوت معنا داری داشت. در گروه بیماران و افراد سالم فرکانس میانه بعد از خستگی در تست سورنسن به سمت فرکانس های پائینتر شیفت پیدا کرد.

نتیجه گیری: تغییرات ایجاد شده به دنبال یک دوره خستگی در عضلات منجر به تغییر در پاسخ FRP عضلات شد به طوری که بعد از یک دوره خستگی فعالیت عضلات افزایش یافت. این یافته در گروه بیماران بیشتر بود و نشان دهنده اختلال سیستم نوروماسکولار در این افراد بود. همچنین نقش عضلات در ایجاد ثبات بیشتر در سگمان آسیب دیده می تواند علت دیگر این افزایش فعالیت عضلانی بعد از خستگی باشد.

کلید واژه ها: پدیده فلکشن - ریلکسیشن، سکوت میوالکتریکی، کمر درد مزمن، میانه فرکانس

(وصول مقاله: ۱۳۸۷/۶/۲۰ پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۶/۳۰)

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

e-mail: hbagheri@tums.ac.ir

مقدمه

در افراد سالم عضلات قسمت پایینی کمر در دو وضعیت ایستاده قائم و فلکشن کامل کمری، خاموش می باشند. مطالعات کلینیکی و بیومکانیکی زیادی نشان داده اند که حین فلکشن تنه، با زانوهای صاف، فعالیت الکترومیوگرافی در فاز ابتدایی حرکت فلکشن، افزایش و سپس همزمان با افزایش زاویه فلکشن تنه، فعالیت کاهش می یابد و ریلکسیشن عضلات در حداکثر دامنه فلکشن اتفاق می افتد، از این پدیده به نام فلکشن - ریلکسیشن یاد می کنند. (۲، ۳، ۴)

کمر درد مزمن (CLBP) یکی از شایعترین مشکلات ماسکولواسکلتال در تمام جوامع دنیا می باشد. هرچند دلیل واقعی CLBP همچنان ناشناخته باقی مانده، تغییر در کنترل عصبی - عضلانی می تواند اختلالات مزمن کمری را به همراه داشته باشد.

حرکت در ستون فقرات کمری شامل فلکشن و اکستنشن بوده که توسط سیستم پیچیده عصبی - عضلانی شامل اجزاء اکتیو (عضلات) و پسیو (استخوان مهره ای، دیسک بین مهره ای، لیگامانها، تاندونها و فاشیا) انجام می گیرد. (۱)

مطالعات متعددی سکوت میوالکتریکی عضلات
اکستانسور ستون فقرات کمری یا Flexion - Relaxation
Phenomenon را در طول حرکت ایستاده تا فلکشن کامل
تنه‌ای مشاهده کردند .

فرض بر این است که کاهش سیگنال‌های فعالیت
الکترومیوگرافی عضلات یا سکوت میوالکتریکی که در افراد
سالم در حین فلکشن تنه ای اتفاق می افتد ، نشان دهنده این
است که عضلات اکستانسور نقش ساپورت کنندگی گشتاور
فلکسوری را بر عهده بافتهای پسیو بخصوص لیگامانهای خلفی
ستون فقرات می‌گذارند.

از طرفی ناتوانی عضلات در جهت ریلکس شدن که
در بیماران کمر دردی دیده می‌شود، نشان دهنده بالا بودن
پتانسیل استراحت عضلات ارکتور اسپینه یا اسپاسم عضلانی
پایه در ضلالت کمری می‌باشد. به همین دلیل بررسی جنبه‌های
بیومکانیکال FRP و اختلافات گزارش شده در بین بیماران
کمر دردی و افراد سالم ما را در فهم محدودیت‌ها و مزیت‌های
بالینی انواع ارزیابی‌های میوگرافی کمک می‌کند. مکانیسم‌های
مکانیکی و عصبی مسئول پدیده FRP می‌باشند. در فرضیه
مکانیسم انتقال لود (Load Sharing Mechanisms) اعتقاد
بر این است که تنش ایجاد شده در بافتهای فاشیای پشتی -
کمری و لیگامان‌های خلفی جهت ساپورت لود گشتاور اعمال
شده به تنه در حرکت فلکشن، کافی می‌باشد. این مکانیسم
انتقال لود به عضلات اجازه می‌دهد تا فعالیتشان کاهش یابد .

در فرضیه دوم عصبی (Neural) بنظر می‌رسد که
یک پاسخ عصبی رفلکسی که ناشی از فعالیت دوک‌های
عضلانی هستند بر روی دوره سکوت فعالیت میوالکتریکی
عضلات تأثیر می‌گذارد. (۱ و ۲)

اما همچنان سوالات در مورد میزان تأثیر هر مکانیسم
بر روی رفتار عضلات پاراسپاینال در طول حرکت فلکشن
ناشناخته است. هدف از این مطالعه بررسی اثر خستگی بر روی
پاسخ فلکشن - ریلکسیشن عضلات ارکتور اسپاین در دو
گروه افراد سالم و بیماران دارای کمر درد مزمن بود.

روش بررسی

جمعیت مورد مطالعه

جامعه مورد بررسی دو گروه بودند. یک گروه افراد
سالم بدون کمردرد (۱۰ نفر) و گروه دیگر افراد دارای کمردرد
مزمن (۱۰ نفر) هر دو گروه خانمهایی در محدوده سنی ۴۰-
۲۰ سال بودند .

ضوابط ورود به مطالعه در گروه دارای کمردرد مزمن به این
صورت بود :

۱- حداقل در یکسال گذشته سه بار دچار کمردرد شده و یکبار
مراجعه به پزشک برای رفع مشکل خود داشته باشد. علت
کمردرد فرد منشأ دیسکی نداشته باشد.

۲- عدم ابتلا به دیابت، بیماری نورولوژیک، آرتريت روماتوئید
یا سایر بیماریهای سیستمیک جدی.

۳- عدم وجود دیسفانکشنهای پوسچرال مانند کایفوز ،
اسکولیوز و لوردوز شدید در ستون فقرات و ناهنجاری‌های
ساختاری مادرزادی در ستون فقرات و لگن.

ثبت سیگنال های الکترومیوگرافی

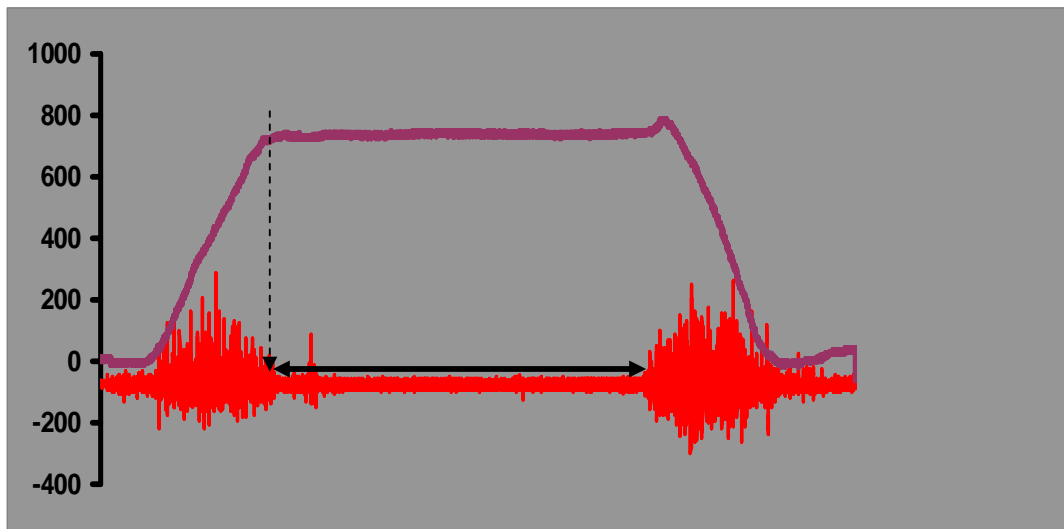
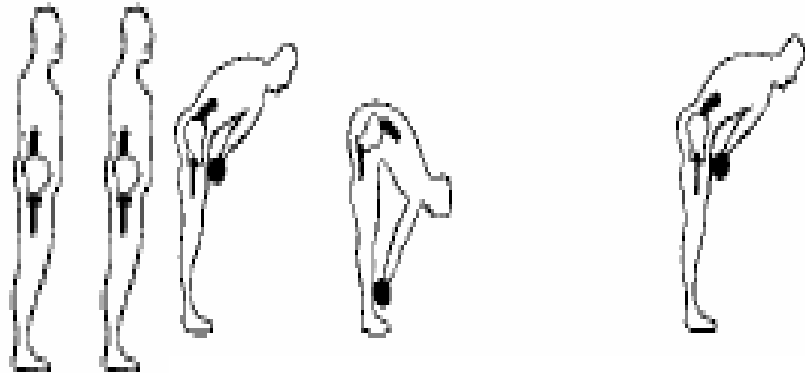
از یک دستگاه EMG هشت کاناله مدل
Biometric LTD برای ثبت سیگنال‌ها از یک عدد مترونوم
جهت کنترل سرعت خم شدن افراد در حین تست استفاده شد .
افراد ابتدا فرم رضایتنامه مخصوص و بیماران پرسشنامه
Oswestry جهت مشخص شدن سطح ناتوانی عملکردی
حاصل از کمردرد مزمن را پر کرده سپس در جایگاه مورد نظر
قرار می‌گرفتند. پوست در فاصله ۴-۳ Cm از زواید خاری
مهره‌های T12 و L3 سمت راست با الکترود تمیز شده و
الکترودهای سطحی دیسکی شکل مربوط به ثبت EMG از
نوع Ag-AgCl به موازات فیبرهای عضلات ارکتوراسپاین
کمری بسته می‌شد. برای ثبت از عضله بایسیس فموریس
راست الکترودها در وسط خطی که چین گلوئتال را به کوندیل
داخلی فمور متصل می‌کند قرار می‌گرفت. الکتروود زمین به مچ
دست راست فرد بسته می‌شد. گونیامترهای دیجیتالی
انعطاف‌پذیر نیز در ناحیه کمری نصب می‌شد بطوریکه بازوی
فوقانی بر روی زایده خاری مهره T12 و بازوی تحتانی آن در
حد زایده خاری مهره S1 قرار می‌گرفت.

بعد از قرارگیری شخص در جایگاه مربوط به خود،
دستگاه از لحاظ درستی ثبت سیگنال و طبیعی بودن امپدانس
الکتروود در حد کمتر از ۵ KΩ تست می‌شد.

بعد از قرار گرفتن شخص در محل مناسب و کنترل
سیگنالهای EMG دستگاه مترونوم را که از قبل تنظیم شده
روشن کرده (در هر ثانیه یک صدا به شکل Beep ایجاد
میکرد) و از فرد خواسته می‌شد که با ۵ صدای مترونوم به
حالت ریلکس بایستد سپس طی ۵ صدا به حالت فلکشن کامل
برسد و در این حالت خم شده ۵ صدا باقی بماند دوباره طی ۵
صدا به حالت ایستاده برگردد. با اینکار فرد یک آزمایش را انجام
می‌داد. هر فرد ۵ بار این حرکت را انجام می‌داد و سیگنالهای

الکترومیوگرافی و زاویه فلکشن لومبار ستون فقرات توسط گونیامترهای دیجیتال انعطاف پذیر در سطح T12 تا S1 ثبت

می گردید (شکل ۱).



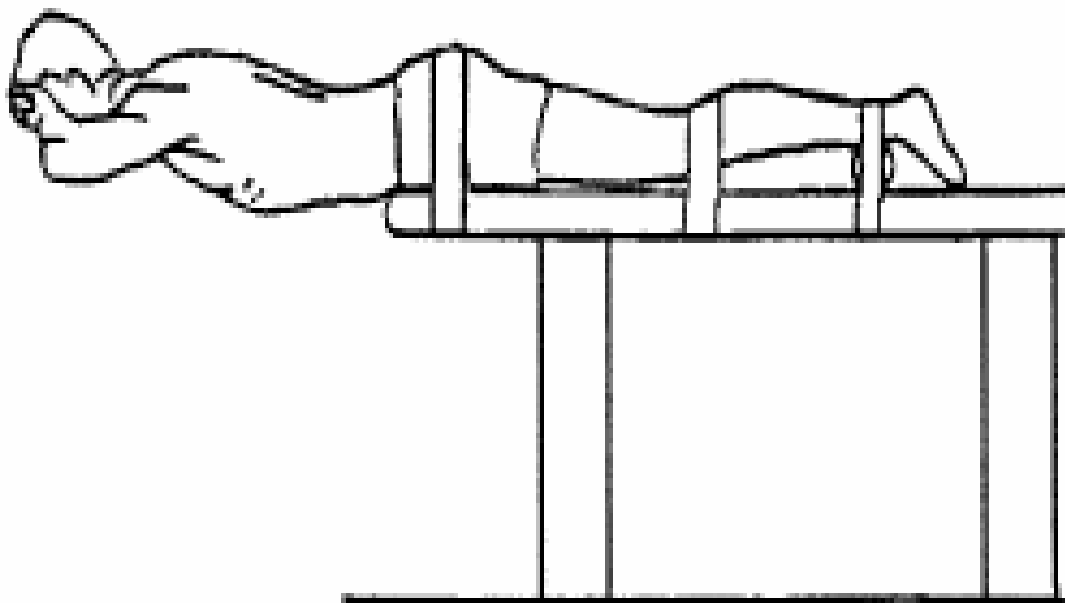
شکل ۱ - قسمت بالا مراحل مختلف تست فلکشن-اکستنشن را نشان می دهد
قسمت پائین سیگنال الکترومیوگرافی و منحنی مربوط به گونیامتر دیجیتال و دوره سکوت میوالکتریک را نشان می دهد.

پروتکل خستگی

از تست Sorensen Back Endurance برای ایجاد خستگی استفاده شد. فرد به صورت پرون روی تخت میخوابید. تنه فوقانی از حد ASIS از لبه تخت بیرون بود، تنه تحتانی از سه ناحیه یکی در حد مالتولها، دومی در حد زانو و سومی در حد تروکانتر بزرگ فمور محکم به تخت بسته می شد. یک شاقول که از قبل طراحی شده برای کنترل حالت عرضی بالا تنه استفاده می شد به طوریکه انتهای آن بین دو کتف قرار می گرفت، برای شروع تست ابتدا دستگاه روشن می شد تا سیگنالهای اولیه نیز ثبت شود، بعد از یک ثانیه از فرد خواسته می شد در حالیکه دستهایش را به صورت عرضی روی پیشانی اش قرار داده، تنه فوقانی اش را بر خلاف جاذبه بلند کند

و آنرا در سطح عرضی نگه دارد. فرد تشویق می شد که این مدت را حفظ کند. به محض جدا شدن تنه فرد از شاقول تست خاتمه می یافت (شکل ۲).

پس از خاتمه پروتکل خستگی فرد بلافاصله از تخت پایین آمده و دوباره ۵ بار تست فلکشن-اکستنشن را انجام میداد. سیگنالهای الکترومیوگرافی و زاویه فلکشن لومبار ستون فقرات یکی از تریبالها مورد محاسبه قرار می گرفت. پارامترهای میانه و متوسط فرکانس و دوره سکوت فعالیت الکتریکی و زاویه فلکشن لومبار ستون فقرات قبل و بعد از خستگی اندازه گیری شد. از آزمون آماری Paired t-test با استفاده از نرم افزار SPSS (version 12) برای تجزیه و تحلیل اطلاعات استفاده گردید.



شکل ۲- تست خستگی Sorenson Back Endurance

یافته‌ها

زمان EMG Off فعالیت الکترومیوگرافی عضلات برحسب درجه و به عبارتی در فاصله زمانی مربوط به لحظه شروع حرکت گونیامتر تا زمان کاهش فعالیت عضله در جدول ۱ آمده است. بطور کلی به استثناء عضله پاراورتبرال T12 در افراد سالم در تمامی موارد دیگر و در هر سه عضله بعد از خستگی زاویه لومبار ستون فقرات در زمان EMG Off فعالیت الکترومیوگرافی افزایش نشان داد ($P < 0.05$).

۲۰ خانم در سنین ۲۰ تا ۴۰ سال در این مطالعه شرکت کردند. در گروه بیماران ۱۰ خانم دارای کمر درد مزمن با میانگین سنی ۲۴/۹ و انحراف معیار ۶ و میانگین شاخص جرم بدن ۲۱/۵۱ و انحراف معیار ۳/۰۵ و در گروه سالم ۱۰ خانم با میانگین سنی ۲۶ و انحراف معیار ۶ و میانگین شاخص جرم بدن ۲۴/۳۲ و انحراف معیار ۶/۲۲ شرکت داشتند. شاخص‌های پراکنندگی مربوط به زاویه لومبار ستون فقرات در

جدول ۱- شاخص‌های پراکنندگی مربوط به زاویه لومبار ستون فقرات در زمان شروع EMG Off فعالیت الکترومیوگرافی عضلات برحسب درجه

بعد از خستگی		قبل از خستگی			
بیمار	سالم	بیمار	سالم		
۳۱/۹۸	۳۲/۶۱	۲۵/۶۷	۴۱/۳۸	میانگین	عضله (۱) پاراورتبرال T12
۱۱/۹۷	۱۴/۴۳	۶/۴۳	۱۴/۴۰	انحراف معیار	
۳۴/۱۹	۴۰/۱۲	۲۶/۴۷	۳۸/۳۷	میانگین	عضله (۲) پاراورتبرال L3
۹/۹۲	۱۹/۹۵	۶/۴۸	۱۱/۹۷	انحراف معیار	
۳۱/۲۶	۳۰/۳۶	۲۱/۵۱	۲۸/۶۹	میانگین	عضله (۳) بایسپس فموریس
۱۳/۱۲	۲۰/۵۶	۸/۷۲	۱۱/۰۱	انحراف معیار	

یافت ($P < 0.05$). به این معنی که عضلات فعالیت بیشتری از خود و در دامنه بیشتری از فلکشن نشان دادند و این فعالیت را حفظ کردند.

شاخص‌های پراکنندگی مربوط به دوره سکوت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات برحسب هزارم ثانیه در جدول ۲ آمده است. به طور کلی در تمام موارد و در هر سه عضله بعد از خستگی دوره سکوت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کاهش

جدول ۲- شاخص های پراکندگی مربوط به دوره سکوت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات برحسب هزارم ثانیه

بعد از خستگی		قبل از خستگی			
بیمار	سالم	بیمار	سالم		
۲۸۱۱/۱۰	۲۷۰۳/۷۰	۴۱۹۱/۴۰	۴۵۵۹/۳۰	میانگین	عضله (۱)
۱۲۷۳/۸۷	۱۲۲۷/۹۵	۱۷۳۹/۶۱	۱۲۴۵/۶۰	انحراف معیار	پاراوترتبرال T12
۲۱۹۱/۳۰	۲۵۷۸/۹۰	۳۴۰۷/۶۰	۳۸۸۳/۴۴	میانگین	عضله (۲)
۱۰۵۳/۰۳	۱۲۶۹/۸۸	۱۴۸۹/۴۳	۱۶۲۱/۶۸	انحراف معیار	پاراوترتبرال L3
۱۵۶۳/۰۰	۱۹۴۹/۶۰	۳۶۸۸/۴۰	۱۷۹۲/۶۶	میانگین	عضله (۳)
۶۴۱/۴۴	۱۶۰۵/۲۲	۳۸۰/۸۷	۷۹۴/۸۸	انحراف معیار	بایسپس فموریس

فرکانس (Mean and Median Frequency) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کاهش نشان داد و به سمت فرکانس های پایینتر شیفت پیدا می کرد ($P < 0.05$).

شاخص های پراکندگی طیف فرکانس (Mean and Median Frequency) فعالیت الکترومیوگرافی در قبل و بعد از خستگی در گروه سالم و بیمار در جدول ۳ آمده است. بطور کلی در تمام موارد و در هر سه عضله بعد از خستگی طیف

جدول ۳- شاخص های پراکندگی طیف فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی (فرکانس میانه) در قبل و بعد از خستگی در گروه سالم و بیمار

درصد تغییرات		بعد از خستگی		قبل از خستگی			
بیمار	سالم	بیمار	سالم	بیمار	سالم		
۲۱/۲۳	۱۴/۶۶	۷۱/۳۷	۶۸/۸۴	۹۱/۹۱	۸۱/۹۴	میانگین	عضله (۱)
۱۳/۶۹	۱۰/۶۶	۱۰/۷۴	۹/۵۰	۱۳/۵۷	۱۵/۸۰	انحراف معیار	پاراوترتبرال T12
۱۵/۰۲	۱۰/۵۵	۷۳/۴۶	۷۸/۸۶	۸۷/۴۱	۸۸/۱۲	میانگین	عضله (۲)
۱۷/۷۱	۶/۸۸	۱۶/۷۰	۱۰/۳۵	۱۵/۶۸	۹/۱۴	انحراف معیار	پاراوترتبرال L3
۷/۲۱	-۲/۰۴	۴۹/۶۰	۴۹/۱۴	۵۴/۷۲	۴۹/۳۳	میانگین	عضله (۳)
۱۷/۸۴	۲۳/۱۰	۸/۹۰	۱۱/۹۸	۱۱/۳۹	۱۲/۴۱	انحراف معیار	بایسپس فموریس

بحث

پارامترها با میانگین سرعت هدایت فیبر عضلانی ارتباط خطی دارند. در واقع وقتی عضله خسته می شود بنا به خاصیت سازگاری عضله با کار انجام شده، بسیج و همزمانی واحدهای حرکتی اتفاق افتاده و سرعت هدایت عضلانی کاهش یافته و متوسط و میانی طیف فرکانس کاهش می یابد. همچنین پارامترهای طیف فرکانس تحت تأثیر انسداد جریان خون داخل عضلانی نیز می باشد در حقیقت می توان گفت وقتی عضله خسته می شود بعلت افزایش اسید لاکتیک و اسیدی شدن محیط عضله دچار ایسکمی شده و سرعت هدایت کاهش یافته و به طبع آن طیف فرکانس بطرف فرکانس های پایینتر منحرف می گردد.

در مطالعه حاضر در گروه سالم بعد از خستگی شاخص های خستگی از جمله فرکانس میانه (Median Frequency) به سمت فرکانس های پایینتر شیفت کرد بطوریکه درصد تغییرات قبل و بعد از خستگی در مورد فرکانس متوسط بیش از فرکانس میانه بود، ولی در مورد عضله همسترینگ رفتار متفاوتی مشاهده شد بطوریکه در جریان تست دچار خستگی نشد. در هر دو گروه شرکت کننده در مطالعه، روند خسته شدن عضلات به این ترتیب بود: $T12 > L3 > BF$. در بحث خستگی عضلانی بیشتر از پارامترهای فرکانس متوسط و میانه (Mean & Median Frequency) طیف فرکانس استفاده می گردد. هر دو این

بررسی دوره سکوت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و زمان بندی حرکتی بین آنها نشان دهنده تفاوت در دوره سکوت میوالکتریکی بین گروه بیماران و افراد سالم بود. در افراد سالم بین مدت زمان دوره سکوت فعالیت الکترومیوگرافی قبل و بعد از خستگی در عضلات T12 و L3 تفاوت معناداری دیده شد به این معنا که بعد از بروز خستگی این عضلات در دامنه بیشتری از فلکشن فعالیت خود را حفظ کردند و به عبارت دیگر دوره سکوت فعالیت عضلانی کاهش پیدا کرده ولی در عضله بایسپس فموریس بعد از خستگی تفاوتی دیده نشد. در این مطالعه بیشترین دوره سکوت فعالیت مربوط به عضله پاراورتبرال T12 بود. در هر ۳ عضله در گروه بیماران مدت زمان سکوت فعالیت بعد از خستگی کاهش یافت. کمترین دوره سکوت مربوط به عضلات همسترینگ بود و با توجه به اینکه این عضلات در دامنه کمتری از فلکشن ریلکس می شدند می توان نتیجه گرفت که در فاز Re – Extension این عضلات زودتر از عضلات پاراورتبرال فعال شده اند.

مطابق با نظر Solomono و Olson در سال ۲۰۰۵ دوره سکوت میوالکتریکی مشاهده شده در عضلات همسترینگ ممکن است نشان دهنده فعالیت گیرنده های GTO باشد، فعالیت این دسته از رسیپتورها ممکن است به دلیل افزایش تنش در عضلات همسترینگ به دلیل چرخش ساجیتال تنه باشد (۵).

کاهش دوره سکوت فعالیت عضلات در گروه بیماران در هر ۳ عضله بعد از خستگی معنادار شد. در گروه بیماران مدت زمان دوره سکوت فعالیت در قبل و بعد از خستگی نسبت به گروه سالم کمتر بود و این می تواند نشان دهنده بالاتر بودن سطح فعالیت پایه عضلات در بیماران کمر دردی باشد.

محققین عنوان می کنند که وجود تداوم فعالیت در عضلات ارکتور اسپاین در بیماران کمر دردی به معنای ایجاد ثبات جهت کمک به حفاظت از ساختارهای آسیب دیده ستون فقرات میباشد (۶).

در مطالعه انجام گرفته توسط Solomonov و Olson (۲۰۰۵ و ۲۰۰۴) بعد از فلکشن های مکرر ستون فقرات (خستگی دینامیک) دوره سکوت میوالکتریکی افزایش یافت در حالیکه در مطالعه حاضر که خستگی به صورت استاتیک اعمال شد دوره سکوت در عضلات کاهش یافت و عضلات در دامنه وسیعتری از کل حرکت فعالیت داشتند (۷).

به طور کلی شروع دوره سکوت میوالکتریکی اغلب در زوایای ۴۵ و ۹۰ درجه از فلکشن کلی تنه اتفاق می افتد. در مطالعه ای که توسط Gupta در سال ۲۰۰۰ انجام شد (۸)

همانند مطالعه Kipper و Parker، شروع دوره سکوت در ۸۹٪ از ماکزیمم فلکشن لومبار اتفاق افتاد (۲).

در مطالعه حاضر شروع دوره سکوت در عضلات پاراورتبرال در افراد سالم و بیمار قبل و بعد از بروز خستگی به ترتیب در ۹۳٪ و ۹۰٪ از ماکزیمم فلکشن لومبار اتفاق افتاد. در مطالعه ای که توسط Sihvonen در سال ۱۹۹۷ انجام شد فعالیت عضلات پاراورتبرال کمری در میانگین زاویه ۷۹ درجه کاهش یافت (FRP) و فعالیت عضلات همسترینگ تا دامنه های بیشتری از فلکشن کامل لومبار (حدود ۹۶٪ از کل دامنه حرکتی لومبار) ادامه یافت، بر عکس عضلات همسترینگ زودتر از عضلات پاراورتبرال شروع به ریلکس شدن کردند. فعالیت عضلات همسترینگ در افراد سالم و بیمار به ترتیب در ۴۷٪ و ۸۲٪ از کل دامنه فلکشن لومبار متوقف شد (۹). همانطور که ملاحظه می شود عضلات همسترینگ در گروه بیماران در دامنه های بیشتری از کل فلکشن لومبار همچنان فعالیت داشتند که میتوان دلیل آنرا کوتاهی بارز این عضلات در مقایسه با افراد سالم دانست. در مطالعه انجام شده کل دامنه حرکتی فلکشن لومبار در گروه بیماران قبل و بعد از خستگی به ترتیب ۲۵ و ۳۴ درجه بود که در مقایسه با افراد سالم قبل و بعد از خستگی به ترتیب ۳۸ و ۴۱ درجه، کمتر بود. طبق نظر Kaigle و Wessberg این محدودیت حرکتی بین مهره ای در گروه بیماران به علاوه محدودیت در فلکشن تنه ای ممکن است به دلیل فعالیت مداوم این عضلات در این گروه باشد که با رفتارشان، عضلات بیشتر نقش ثباتی ایفا می کنند تا شلی مفصلی ایجاد شده در سگمان آسیب دیده حرکتی را جبران کرده و سگمان را از حرکتی که ممکن است منجر به درد یا آسیب بیشتر بافتی شود محافظت کند (۶).

در مطالعه Dickey و همکاران (۲۰۰۳) علت نرسیدن افراد دارای کمر درد به FRP و کمتر بودن دوره سکوت فعالیت میوالکتریکی در گروه بیماران کمر دردی، پدیده Pain Inhibition و Fear Avoidance در نظر گرفته شد، همچنین آنها به این نتیجه رسیدند که کل دامنه حرکت فلکشن در این گروه از افراد کامل نمی شود (۱۰).

McGorry (۲۰۰۱)، زمان بندی حرکتی بین عضلات در حین حرکت فلکشن را مورد بررسی قرار داد و به این نتیجه رسید که در حرکت اکستنشن از وضعیت فلکشن کامل (Re – Ext) ابتدا عضلات همسترینگ شروع به فعالیت کردند و در نهایت سگمان های بالاتر ستون فقرات مانند T9 وارد فعالیت شدند.

در حرکت فلکشن از وضعیت ایستاده ابتدا عضلات همسترینگ دچار سکوت میوالکتریکی شدند و بعد از آن عضلات پاراورتبرال T12 و در نهایت L3. این یافته بر خلاف یافته‌های Paquet در سال ۱۹۹۴ بود (۴)، آنها به این نتیجه رسیدند که عضله بایسپس فموریس در دامنه بیشتری از فلکشن فعال بوده و حرکت رو به جلوی هیپ را کنترل می‌کند. در مطالعه حاضر نیز این یافته در گروه بیماران دیده شد که عضله بایسپس فموریس در دامنه بیشتری از فلکشن فعال باقی ماند که این می‌تواند یا به دلیل کوتاهی بارز این عضله در گروه بیماران باشد یا به دلیل نقش کنترل‌کنندگی این عضلات از حرکت بیشتر مفاصل هیپ باشد.

Leinonen (۲۰۰۰) نیز به این نتیجه رسید که در حرکت Re - EXT ابتدا همسترینگها، بعد گلوئتوس ماکزیموس و در نهایت عضلات پاراورتبرال شروع به فعالیت می‌کنند. (۱۱) در مطالعه Dickey در سال ۲۰۰۳ در حرکت فلکشن از وضعیت ایستاده فعالیت عضلات پاراورتبرال سگمانهای بالایی لومبار و توراسیک خیلی زودتر از عضلات L5 متوقف شد. بطور کلی فعالیت عضلات در پاراورتبرال L5 دیرتر از L2 و T12 خاتمه یافت (شروع FRP)، همچنین فعالیت همسترینگها قبل از L5 متوقف شد (۱۰). در مطالعه حاضر در هر دو گروه قبل و بعد از خستگی

REFERENCES

- 1- Solomonow M, Baratta RV, Banks A, Freudenberger C, Zhou BH. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech* 2003; 18: 273-9
- 2 -Kippers V, ParkerAW. Posture related to myoelectric silence of erector spinae during trunk extension. *Spine*1984; 9: 740-745
- 3 - McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine* 1994; 19:2190-6
- 4 - Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine* 1994; 19 (5): 596-603
- 5- Olson M, Solomonov M, Li L. Flexion-relaxation response to gravity. *Journal of Biomechanics* 2006; 39(14): 2545-54
- 6 - Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord* 1998; 11:163 - 74.
- 7- Olson MW, Li L, Solomonov M. Flexation-Relaxation Response to cyclic lumbar flexation. *Clin Biomech* 2004;19(8):769-76
- 8 - Gupta A. Analyses of myo-electrical silence of erector spinae. *J Biomech* 2001; 34: 491-6.
- 9- Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 87: 486-90
- 10- Dickey James P, McNorton S, Potvin JR. Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon. *Clinical Biomechanics* 2003; 18 : 783-789
- 11- Leinonen V, Kankanka M, Airaksinen O, Hanninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion / extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 32-7

The Effects of Fatigue on Flexion-Relaxation Response of Erector Spinae Muscles in healthy subjects and Patients with chronic Low Back Pain

Bagheri H^{1*}, Talebian S², Olyaei GR¹, Barati N³

- 1- Full Professor of Tehran University of Medical Science
- 2- Associate Professor of Tehran University of Medical Science
- 3- B.sc of Physio Therapy

Abstract

Background and aim: The presence of the flexion relaxation phenomenon (FRP) during trunk flexion represents myoelectric silence consistent with increased load sharing of the posterior discoligamentous passive structures. A number of studies have shown differences in the FRP between patients with chronic low back pain and healthy individuals, Persistent activation of the lumbar erector spinae musculature among patients with back pain may represent the body's attempt to stabilize injured spinal structures via reflexogenic ligamentomuscular activation for protecting them from further injury and avoiding pain.

Materials and methods: Two groups of female subjects ((20 – 40 years old) were participated in this study. First group consisted of 10 subjects with chronic low back pain (CLBP) and second group consisted of 10 healthy ones as control group. Both groups have performed 5 cycles of trunk flexion – extension . The speed of the movement repetition controlled by an electronic metronome . The EMG signals recorded from T12 and L3 paravertebral muscles and biceps femoris on the right side. The lumbar flexion motion degree has been measured by the digital flexible goniometry. All subjects have done Sorenson Back Endurance test in prone laying position. The subjects have extended their trunk up to the horizontal position and sustained in this position up to fatigue level .The subjects leave the table and asked to do 5 more cycle of trunk flexion – extension.

Results: In patients group there is an increment and significant differences in lumbar flexion degree at the time of muscle EMG off in comparison with healthy subjects after fatigue test ($p<0.05$). In both groups, the myoelectric silence period showed a significant change with respect to the pre- fatigue ($p<0.05$). The median frequencies shifted to lower frequencies after fatigue protocol ($p<0.05$).

Conclusion: Muscle reflexive responses would change following fatigue protocol. Therefore, the muscle activity will increase after the fatigue period. In the other hand, in patient group the role of the muscles as a stabilizer seems to be increased to enhance the stability at the injured segment after fatigue protocol .This protects the segment against pain and disability.

Key Words: Flexion-Relaxation Phenomenon, Myoelectric Silence period, Mean and Median Frequency, Chronic Low Back Pain

*Corresponding author :

Dr. Hossein Bagheri, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences Tel: +98-21-77533939

Email: hbagheri@sina.tums.ac.ir

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