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 دراین 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 فموریس 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 مجددا ۵ تکرار حرکت فلکشن – اکستنشن را انجام می داد .

یافته‌ها : 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 طوریکه 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 واژه‌ها : پدیده فلکشن – ریلکسیشن ، سکوت مایوالکتریکی ، کمر درد مزمن ، میانه فرکانس

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

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

e-mail:hbagheri@tums.ac.ir

مقدمه

کمر درد مزمن (CLBP) یکی از شایعترین مشکلات ماسکولواسکلتال در تمام جوامع دنیا می‌باشد. 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 می‌گیرد . (۱)

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 داده‌اند که حین فلکشن تنه، با زانوهای صاف، فعالیت الکترومایوگرافی 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)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

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 ضلات 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 تنشن 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. (۱و 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، آرتریت روماتویید 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

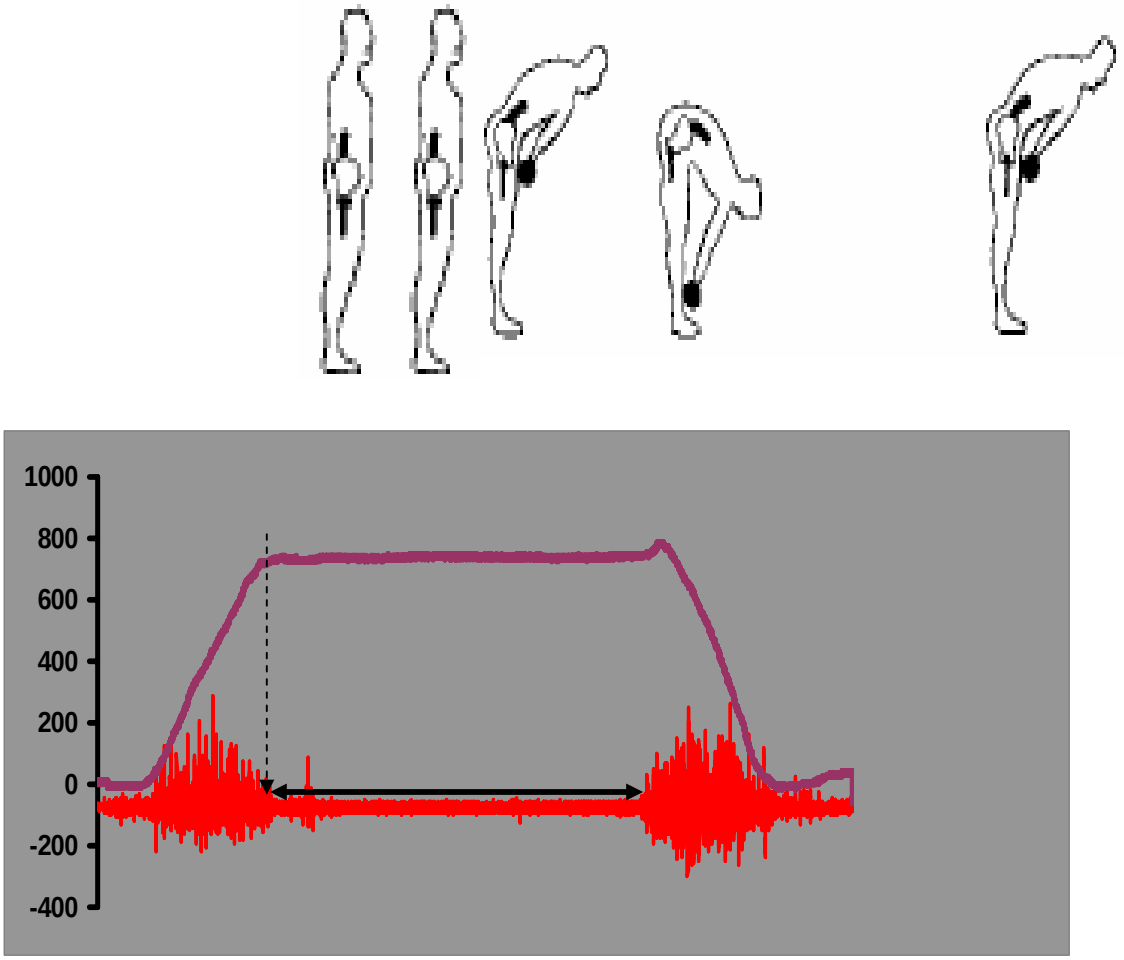
از یک دستگاه EMG هشت کاناله مدل Biometric LTD برای ثبت سیگنال‌ها از یک عدد مترونوم جهت کنترل سرعت خم شدن افراد در حین تست استفاده شد . افراد ابتدا فرم رضایتنامه مخصوص وبیماران پرسشنامه Oswestry جهت مشخص شدن سطح ناتوانی عملکردی حاصل از کمردرد مزمن را پر کرده سپس در جایگاه مورد نظر قرار می‌گرفتند. پوست در فاصله Cm ۴-۳ از زواید خاری مهره‌های T12و L3 سمت راست با الکل 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 بایسپس فموریس راست الکترودها در وسط خطی که چین گلوتئال را به کوندیل داخلی فمور متصل می‌کند قرار می‌گرفت. الکترود زمین به مچ دست راست فرد بسته می‌شد. گونیامترهای دیجیتال 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 الکترود 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 می شد 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 می داد و سیگنالهای

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

الکترومیوگرافی و زاویه فلکشن لومبار ستون فقرات توسط گونیامترهای دیجیتال انعطاف پذیر در سطح T12 تا S1 ثبت می گردید (شکل ۱).



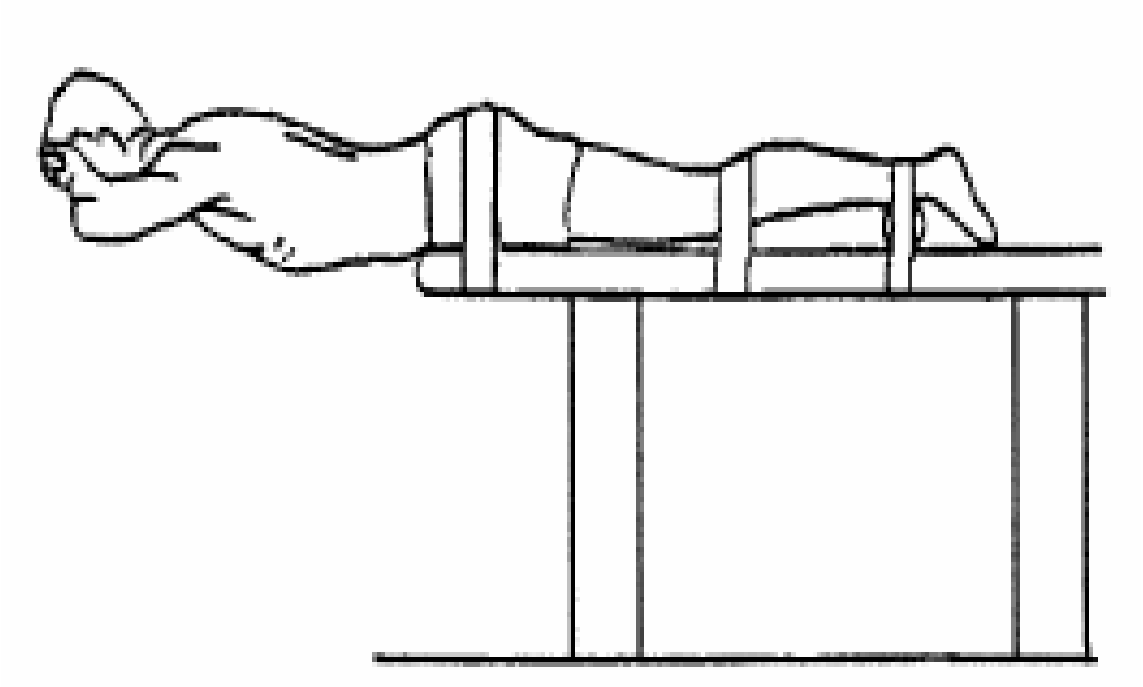
شکل ۱ – قسمت بالا مراحل مختلف تست فلکشن- اکستنشن را نشان می دهد
قسمت پائین سیگنال الکترومیوگرافی و منحنی مربوط به گونیامتر دیجیتال و دوره سکوت میوالکتریک را نشان می دهد.

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 مالئولها، 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 می‌شد به طوریکه انتهای آن بین دو کتف قرار می‌گرفت، برای شروع تست ابتدا دستگاه روشن می‌شد تا سیگنالهای اولیه نیز ثبت شود، بعد از یک ثانیه از فرد خواسته می‌شد در حالیکه دستهایش را به صورت عرضی روی پیشانی‌اش قرار داده، تنه فوقانی‌اش را بر خلاف جاذبه بلند کند و آ نرا در سطح عرضی نگه دارد. فرد تشویق می‌شد 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 ترایال‌ها مورد محاسبه قرار می‌گرفت. پارامترهای میانه و متوسط فرکانس و دوره سکوت فعالیت الکتریکی و زاویه فلکشن لومبار ستون فقرات قبل و بعد از خستگی اندازه‌گیری شد. از آزمون آماری Paired t-test با استفاده از نرم افزار SPSS (version 12) برای تجزیه و تحلیل اطلاعات استفاده گردید.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]



شکل ۲- تست خستگی Sorenson Back Endurance

یافته‌ها

۲۰ خانم در سنین ۲۰ تا ۴۰ سال دراین مطالعه شرکت کردند. در گروه بیماران ۱۰خانم دارای کمر درد مزمن با میانگین سنی ۲۴/۹ وانحراف معیار ۶ و میانگین شاخص جرم بدن ۲۱/۵۱ وانحراف معیار ۳/۰۵ و در گروه سالم ۱۰خانم با میانگین سنی ۲۶ وانحراف معیار ۶ و میانگین شاخص جرم بدن ۲۴/۳۲ وانحراف معیار ۶/۲۲ شرکت داشتند.

شاخص‌های پراکنندگی مربوط به زاویه لومبار ستون فقرات در 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 جدول۱ 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 ($P<۰/۰۵$) .

جدول۱ – شاخص های پراکندگی مربوط به زاویه لومبار ستون فقرات در زمان شروع EMG Off فعالیت الکترومیوگرافی عضلات برحسب درجه

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

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 یافت ($P<۰/۰۵$) . به این معنی که عضلات فعالیت بیشتری از خود و در دامنه بیشتری از فلکشن نشان دادند واین فعالیت را حفظ کردند.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

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

		قبل از خستگی		بعداز خستگی	
		سالم	بیمار	سالم	بیمار
عضله (۱) پاراورتبرال T12	میانگین	۴۵۵۹/۳۰	۴۱۹۱/۴۰	۲۷۰۳/۷۰	۲۸۱۱/۱۰
	انحراف معیار	۱۲۴۵/۶۰	۱۷۳۹/۶۱	۱۲۲۷/۹۵	۱۲۷۳/۸۷
عضله (۲) پاراورتبرال L3	میانگین	۳۸۸۳/۴۴	۳۴۰۷/۶۰	۲۵۷۸/۹۰	۲۱۹۱/۳۰
	انحراف معیار	۱۶۲۱/۶۸	۱۴۸۹/۴۳	۱۲۶۹/۸۸	۱۰۵۳/۰۳
عضله (۳) بایسپس فموریس	میانگین	۱۷۹۲/۶۶	۳۶۸۸/۴۰	۱۹۴۹/۶۰	۱۵۶۳/۰۰
	انحراف معیار	۷۹۴/۸۸	۳۸۶۰/۸۷	۱۶۰۵/۲۲	۶۴۱/۴۴

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. بطورکلی در تمام موارد و در هر سه عضله بعد از خستگی طیف فرکانس (Mean and Median Frequency) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کاهش نشان داد و به سمت فرکانس‌های پائینتر شیفت پیدا می‌کرد ($P<۰/۰۵$) .

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

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

بحث

در مطالعه حاضر در گروه سالم بعد از خستگی شاخص‌های خستگی از جمله فرکانس میانه (Median Frequency) به سمت فرکانس‌های 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 می‌گردد. هر دو این پارامترها با میانگین سرعت هدایت فیبر عضلانی ارتباط خطی دارند . در واقع وقتی عضله خسته می‌شود 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 می‌یابد. همچنین پارامترهای طیف فرکانس تحت تأثیر انسداد جریان خون داخل عضلانی نیز می‌باشد در حقیقت می‌توان گفت وقتی عضله خسته می‌شود بعلت افزایش اسید لاکتیک و اسیدی شدن محیط عضله دچار ایسکمی شده و سرعت هدایت کاهش یافته و به طبع آن طیف فرکانس بطرف فرکانس‌های پایینتر منحرف می‌گردد.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

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 شده‌اند .

مطابق با نظر Solomono و Olson در سال ۲۰۰۵ دوره سکوت مایوالکتریکی مشاهده شده در عضلات همسترینگ ممکن است نشان دهنده فعالیت گیرنده‌های GTO باشد ، فعالیت این دسته از رسپتورها ممکن است به دلیل افزایش تنشن 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 می‌کنند 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 فلکشن‌های مکرر ستون فقرات (خستگی دینامیک) دوره سکوت میوالکتریکی افزایش یافت در حالیکه در مطالعه حاضرکه 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 حاضرشروع دوره سکوت درعضلات 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 مطالعه‌ای 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 دامنه‌های 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 می‌شود 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 دراین 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 Fear Avoidance و Pain Inhibition در نظر گرفته شد، همچنین آنها به این نتیجه رسیدند که کل دامنه حرکت فلکشن در این گروه از افراد کامل نمی‌شود(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.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

Leinonen (۲۰۰۰) نیز به این نتیجه رسید که در حرکت Re – EXT ابتدا همسترینگها ، بعد گلوتئوس ماکزیموس و در نهایت عضلات پاراورتبرال شروع به فعالیت می کنند.(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 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 می تواند یا به دلیل کوتاهی بارز این عضله در گروه بیماران باشد یا به دلیل نقش کنترل کنندگی این عضلات از حرکت بیشتر مفاصل هیپ باشد .

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. Spine1984; 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, Kankanpa 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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

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 S[2], Olyaei GR[1], Barati N[3]

1- Full Professor of Tehran University of Medical Science
2- Assosiate 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 bisepse 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).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]