اثر متقابل میزان بار خارجی و انحنای کمر بر فعالیت عضلات تنه در افراد سالم

امیرحسین کهلایی[1*]، صدیقه کهریزی[2]، محمد پرنیان پور[3]

چکیده

هدف: یکی ازمهمترین عوامل ثباتی ستون فقرات، فعالیت عضلانی است که این فاکتور نیز به نوبهٔ خود ارتباط تنگاتنگی با پوسچر ستون فقرات و میزان بار وارده بر آن دارد. برخی از مطالعات صورت گرفته در این زمینه، در جهت تأیید باربرداری در وضعیت کیفوتیک کمر و برخی دیگر حاکی از ارجحیت وضعیت لوردوتیک اند. هدف از انجام این مطالعه بررسی اثر متقابل میزان بار خارجی و انحنای کمر بر فعالیت عضلات تنه در افراد سالم جهت ایجاد فهم بهتر از بیومکانیک هر یک از این پوسچرها بود.

روش بررسی: این مطالعه برروی ۱۱ مرد سالم داوطلب ۲۵-۲۰ ساله بدون سابقهٔ کمردرد انجام شد. سیگنالهای الکترومیوگرافی با استفاده از الکترود سطحی از پنج عضلهٔ تنه در سمت راست (راست کنندهٔ ستون فقرات ES[1]، پشتی بزرگ LD[2]، مایل داخلی IO[3]، مایل خارجی EO[4] و راست شکمی RA[5]) ثبت شد.۹ فعالیت استاتیکی با ۳ سطح بار خارجی(صفر، ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم) در ۳ وضعیت کمر(نوترال، لوردوتیک و کیفوتیک) مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج آزمونهای آماری با استفاده از آزمون مانووا تکرارشونده و توکی نشان داد که با افزایش بار خارجی صرفنظر از نوع پوسچر کمر، سطح فعالیت الکتریکی عضلات فلکسوروا‌کستانسور تنه افزایش معنی‌داری می‌یابد($P=۰/۰۲$). همچنین با تغییر انحنای کمر در همهٔ سطوح بار خارجی سطح فعالیت الکتریکی عضلات مایل داخلی و راست کنندهٔ ستون فقرات دچار تغییر معنی‌داری می‌شدند($P=۰/۰۳$). در بررسی اثر متقابل بار و انحنای کمر، نتایج حاکی از آن بود که در بار خارجی ۱۰ کیلوگرم، این تقابل تنها در عضلهٔ صاف کنندهٔ ستون فقرات معنی‌دار است($P=۰/۰۲$).

نتیجه‌گیری: هر دو فاکتور میزان بار خارجی و انحنای کمر نقش تعیین کننده‌ای در فعالیت عضلات تنه دارند. از سوی دیگر این دو فاکتور در تعیین فعالیت الکتریکی عضلات تنه اثر متقابلی بر روی یکدیگر دارند.

کلید واژه‌ها: عضلات تنه، لوردوز کمری، بار خارجی، الکترومیوگرافی.

۱- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
۳- دکترای تخصصی بیومکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

دریافت مقاله: ۹۰/۱۱/۹
پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۳

* **آدرس نویسنده مسئول:**
تهران، ولنجک، بلوار دانشجو، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه آموزشی فیزیوتراپی
* **تلفن:** ۰۲۱-۲۲۱۸۰۰۳۹
* **رایانامه:** kahlaee@uswr.ac.ir

1- Erector Spinae
2- Latisimus Dorsi
3- Internal Oblique
4- External Oblique
5- Rectus Abdominus

مقدمه

امروزه با توجه به ماشینی شدن زندگی اغلب افراد، عوامل آسیب رسان شغلی نیز دستخوش تغییرات فراوانی شده‌اند. به عنوان نمونه بسیاری از باربرداریهای سنگین توسط ماشین‌ها صورت گرفته و کارگران مجبور به انجام چنین فعالیت‌هایی نیستند. اما از سوی دیگر، همین زندگی صنعتی، انسان را در معرض آسیب‌های جدیدی قرار داده است که از آن جمله می‌توان به حفظ پوسچرهای استاتیک طولانی مدت که بعضاً با حفظ اجسام خارجی در دست نیز همراه‌اند، اشاره نمود.

مطالعات موجود حاکی از آن‌اند که در زندگی امروز، حفظ پوسچرهای کاری استاتیک غلط و باربرداری، مسئول بروز بسیاری از ناهنجاری‌های عضلانی اسکلتی ناشی از شغل اند(۱).

تاکنون محققین بسیاری به بررسی معایب و مزایای تکنیکهای مختلف باربرداری(بویژه تکنیکهای stoop و squat) پرداخته اند(۲، ۳، ۴و۵)، اما هرگز اتفاق نظر کلی در مورد بهترین روش باربرداری و حفظ بار، در میان محققین بوجود نیامده است(۳).

مک گیل[1] در سال ۲۰۰۰ تحولی را در نگرش به این موضوع ایجاد نمود. او نشان داد که تکنیک باربرداری به تنهایی نمی‌تواند تعیین کنندهٔ میزان امنیت یا خطرساز بودن فعالیت صورت گرفته باشد زیرا آنچه که در حفظ ثبات ستون فقرات اهمیت دارد، وضعیت ستون فقرات کمری و انحناء آن است و نه تکنیک باربرداری(۶).

از همین روی مطالعهٔ حاضر به بررسی اثر انحناء کمر (وضعیتهای نوترال، هیپرلوردوتیک و کیفوتیک کمر) بر فعالیت عضلات تنه پرداخته است.

فعالیت عضلات تنه یکی از مهمترین شاخص‌های ارزیابی کنترل عصبی ـ عضلانی و استراتژی انتخابی سیستم اعصاب مرکزی جهت مقابله با عوامل چالش زا از یک سو و میزان ثبات و امنیت فعالیت انجام شده از سوی دیگر است(۷، ۸).

یکی دیگر از عوامل تعیین کننده در میزان ثبات ستون فقرات حین انجام چنین فعالیتهایی، میزان بار خارجی است. در حالیکه بسیاری از محققین بر وجود رابطهٔ مستقیمی بین میزان بار خارجی و افزایش فعالیت عضلانی تأکید دارند، عده‌ای دیگر بر این عقیده‌اند که فعالیت عضلات تنه به وضعیت ستون فقرات وابسته است و نه به میزان بار خارجی(۹).

لذا مطالعهٔ حاضر به منظور بررسی کمی و دقیق تأثیر میزان بار خارجی و زاویهٔ انحنای کمری بر فعالیت عضلات تنه، و همچنین بررسی احتمال وجود اثر متقابل بین این دو فاکتور، طراحی و اجرا گردید.

روش بررسی

تمام آزمایشات بر روی ۱۱ مرد داوطلب، با متوسط سن ۱/۳±۲۳/۲ سال، قد ۴/۲۷±۱۷۶/۶ سانتیمتر، و وزن ۵/۲±۶۲/۵ کیلوگرم بدون سابقهٔ هرگونه عارضهٔ نورولوژیک و ارتوپدیک در اندام‌ها و ستون فقرات و فاقد سابقهٔ فعالیت ورزشی حرفه ای، به صورت نمونه‌گیری از جامعه در دسترس[2] انجام شد. آزمودنی‌ها به دنبال آشنایی با مراحل آزمون فرم رضایت آگاهانه تأیید شده توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس را امضاء نموده و وارد مراحل اصلی تحقیق می‌شدند. عضلات مورد بررسی در این مطالعه عبارت بودند از: راست شکمی، مایل داخلی شکم، مایل خارجی شکم، راست کنندهٔ ستون فقرات و پشتی بزرگ.

به منظور اطلاع دقیق از زاویهٔ لوردوز کمری در حین انجام هر یک از فعالیت‌های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترولیتی مدل ۰۷۲۵[3] استفاده شد. به منظور انتقال داده‌های این حسگرها (با کمک یک نرم افزار) به رایانه، یک برد واسط الکتریکی مدل PCL ۷۱۱ که دارای سیستم مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۲ بیتی بود، مورد استفاده قرار گرفت.

به منظور اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی ۵ عضلهٔ تنه از سیستم الکترومیوگرافی EM4S8[4] استفاده شد. ۵ جفت الکترود سطحی یکبار مصرف دوقطبی الکترومیوگرافی[5] از جنس نقره ـ کلرید نقره[6] نیز جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات مذکور مورد استفاده قرار گرفتند. همچنین برای انتقال سیگنالهای دریافتی و ثبت و پردازش آنها، کارت مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۲ بیتی با فرکانس نمونه برداری ۳۰ کیلوهرتز، ۸ کاناله، مجهز به یک پورت ورودی و یک پورت خروجی و یک تایمر ۳ کاناله مورد استفاده قرار گرفت. دامنهٔ باند سیستم بین ۱۰ هرتز تا ۱۰۰۰ هرتز و فیلتر ناچ در محدودهٔ ۴۸-۵۲ هرتز در نظر گرفته شد. ضمناً کلیهٔ سیگنال‌ها قبل از پردازش در حیطهٔ زمان و فرکانس مورد بررسی قرار می‌گرفتند و در صورت وجود اغتشاش یا اختلال مورد حذف قرار گرفته و در صورت وجود نویز ناشی از سیگنال‌های قلبی، فیلتر مناسب جهت حذف آن اعمال می‌شد. داده‌ها بر اساس مطالعهٔ مقدماتی، با فرکانس نمونه برداری ۸۰۰ هرتز، به مدت ۵ ثانیه از ۵ کانال اخذ و روی صفحهٔ نمایشگر به صورت همزمان به نمایش در می‌آمد. سپس توسط نرم افزاری تحت Matlab، ویژگی RMS[7] محاسبه می‌گردید.

پس از آماده سازی فرد الکترودهای ثبت با توجه به موقعیت

1- Mc Gill
2- Convenience Sampling
3- Fredericks co., U.S.A
4- شرکت بهبود داده پرداز
5- Skintac, Austria
6- Ag-AgCl
7- Root Mean Square

آناتومیک عضلات مورد نظر و همچنین برحسب تحقیقات قبلی به این ترتیب به بدن فرد متصل می‌شدند: عضلهٔ راست شکمی سمت راست، در ۲ سانتیمتری طرفی و ۳ سانتیمتری فوقانی ناف، عضله مایل خارجی سمت راست، در ۱۵ سانتیمتری سمت طرفی ناف(بصورت مایل)، عضله مایل داخلی سمت راست، در ۱ سانتیمتری سمت داخلی برجستگی قدامی ـ فوقانی استخوان لگن، عضله راست کنندهٔ ستون فقرات سمت راست، در ۳ سانتیمتری طرفی برجستگی خاری مهره‌ای در سطح L_3-L_4 و عضلهٔ پشتی بزرگ سمت راست، در ۷ سانتیمتری طرفی خار مهرهٔ T_9 در مسیر مایل روی تودهٔ عضله(۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۳). سپس آزمودنی در حالت استراحت کامل و بصورت طاقباز بر روی تخت قرار گرفته و فعالیت عضلات مورد نظر ۳ مرتبه مورد ثبت قرار می‌گرفت. کمترین مقادیر بدست آمده از عضله بعنوان کمینهٔ فعالیت آن عضله ثبت می‌شد. پس از این مرحله آزمودنی حرکات خم شدن به جلو وعقب، چرخش به طرفین و خم شدن به طرفین را در دو وضعیت خوابیده و ایستاده در مقابل حداکثر مقاومت بصورت ایزومتریک انجام می‌داد. هر یک از این حرکات نیز ۳ مرتبه تکرار شده و در نهایت بیشترین فعالیت الکتریکی هر یک از عضلات طی تکرارهای مختلف انقباضات مذکور، بعنوان بیشینهٔ فعالیت آن عضله(MVC[1]) در نظر گرفته می‌شد.

پس از بدست آوردن مقادیر بیشینه و کمینهٔ فعالیت الکتریکی عضلات، افراد در رابطه با نحوهٔ انجام حرکات مورد نظر در آزمون‌های موجود، مورد آموزش قرار گرفته و پس از حصول اطمینان از صحت انجام حرکات، وارد مراحل اصلی آزمون می‌شدند. در این مرحله ابتدا از فرد خواسته می‌شد تا حین نگهداری بار ۲۰ کیلوگرمی(دشوارترین وضعیت)، حداکثر تیلت قدامی و خلفی ممکن را در ناحیهٔ لگن ایجاد نماید. پس از انجام ۵ تکرار، بیشترین مقادیر بدست آمده به ترتیب بعنوان وضعیت هیپرلوردوتیک و هیپولوردوتیک فرد ثبت می‌شد. وضعیت نوترال نیز به زاویهٔ انحنای کمری فرد حین نگهداری بار ۲۰ کیلوگرمی در حالت ایستادهٔ عادی اطلاق می‌شد.

بمنظور بررسی اثر انحنای کمری، ۳ وضعیت مختلف تعریف شد: ۱ـ وضعیت نوترال: وضعیتی که فرد بدون انجام هیچگونه تلاشی در حالت طبیعی خود می‌ایستد، ۲ـ وضعیت هیپرلوردوتیک: وضعیتی که فرد حداکثر تیلت قدامی را در لگن خود ایجاد می‌نماید و ۳ـ وضعیت هیپولوردوتیک: وضعیتی که فرد حداکثر تیلت خلفی را در لگن خود ایجاد می‌نماید. جهت بررسی اثر میزان بار خارجی نیز، ۳ سطح بار(صفر، ۱۰و ۲۰ کیلوگرم) برای آزمون‌های مورد نظر پیش بینی شد. در نتیجه، تقابل ۳ وضعیت انحنای کمری و ۳ سطح بار خارجی، ۹ وضعیت آزمون را ایجاد می‌نمود. پس از انجام آموزش‌های لازم، فرد بصورت کاملاً تصادفی یکی از وضعیتهای ۹ گانهٔ آزمون را انتخاب نموده و به حفظ بار خارجی مورد نظر در وضعیت انحنای کمری مربوطه می‌پرداخت. جهت حصول اطمینان از یکسان بودن زاویهٔ انحنای کمر افراد با زوایای ثبت شده در مرحلهٔ مقدماتی و همچنین ثابت بودن این زوایا در تکرارهای مختلف یک وضعیت خاص(بعنوان مثال بارهای مختلف در وضعیت نوترال)، نرم افزار موجود امکان ایجاد دو نوع بازخورد صوتی و تصویری را فراهم می‌آورد، بدین معنا که در هر وضعیت، زاویهٔ دلخواه به سیستم وارد شده و هنگامی که فرد در آن زاویهٔ خاص قرار می‌گرفت، دستگاه با بصدا در آوردن بوق ممتد، صحت انجام تست را تایید می‌نمود. زاویهٔ انحنای کمر آزمودنی نیز بصورت عقربه‌ای در هر لحظه توسط وی قابل رؤیت بود. پس از آنکه فرد در زاویهٔ مورد نظر قرار می‌گرفت با زدن دکمهٔ شروع، ضمن اخذ سیگنال الکترومیوگرافی از عضلات مربوطه بمدت ۵ ثانیه، اطلاعات کینماتیکی فرد از قبیل زاویهٔ انحنای کمری و میزان انحراف لگن و توراکس نیز بطور همزمان ثبت می‌شد. هر یک از وضعیت‌های ۹ گانهٔ آزمون با رعایت فواصل لازم جهت جلوگیری از بروز خستگی، ۳ مرتبه تکرار می‌شد. جهت استخراج ویژگی RMS از داده‌های الکترومیوگرافی در ۵ کانال، از نرم افزار Matlab استفاده شد. با کمک این نرم افزار و وارد کردن ضریب تشدید[2] هر کانال به تفکیک، مقدار RMS در هر یک از آزمون‌ها، برای یکایک کانال‌ها مشخص می‌شد، که پس از محاسبهٔ متوسط سه تکرار، عدد حاصل به عنوان مقدار متوسط RMS بدست می‌آمد.

یافته‌ها

به منظور توصیف متغیرهای کمی مورد مطالعه، از محاسبه و ارائه شاخص‌های تمایل مرکزی(میانگین) و پراکندگی (انحراف معیار) استفاده شد. با توجه به نتایج آزمون کولموگراف ـ اسمیرنوف[3]، توزیع کلیهٔ متغیرهای وابستهٔ مورد مطالعه نرمال بوده و در نتیجه از آزمون MANOVA تکرار شونده[4] جهت مقایسهٔ مقادیر میانگین‌ها استفاده گردید (جدول ۱).

نتایج مقایسهٔ میانگین‌ها حاکی از آن بود که میزان بار خارجی تأثیر معنی‌داری بر شدت فعالیت عضلات RA (P=۰/۰۰)، IO (P=۰/۰۰)، E (P=۰/۰۱)، ES (P=۰/۰۰) و LD (P=۰/۰۰) دارد اما تأثیر انحنای کمر تنها بر فعالیت عضلهٔ ES معنادار بود(P=۰/۰۴). اثر متقابل دو عامل میزان بار و انحنای کمر نیز در هیچ یک از عضلات به جز ES (P=۰/۰۳) معنادار نبود (جدول ۲).

1- Maximum Voluntary Contraction 2- Gain 3 Kolmogorov – Smirnov Test 4- Repeated Measures MANOVA

جدول ۱ـ نتایج آزمون MANOVA برای متغیرهای وابسته

عضله	بار خارجی		انحناء کمر		اثر متقابل بار خارجی و انحناء کمر	
	F_value	p_value	F_value	p_value	F_value	p_value
RA	۲۳/۸۵	۰/۰۰	۳/۹۴	۰/۰۵	۰/۶۵	۰/۶۴
IO	۱۲/۶۴	۰/۰۰	۴/۹۵	۰/۰۳	۱/۹۵	۰/۲۰
EO	۷/۴۴	۰/۰۱	۱/۹۶	۰/۱۹	۰/۶۵	۰/۶۴
ES	۴۵/۴۵	۰/۰۰	۴/۴۱	۰/۰۴	۵/۲۱	۰/۰۲
LD	۵۱/۶۸	۰/۰۰	۲/۳۷	۰/۱۴	۱/۷۱	۰/۲۵

جدول ۲ـ شاخص‌های توصیفی متغیر درصد بیشینهٔ فعالیت عضلات± انحراف معیار طی ۹ شرایط آزمون

عضله / شرایط آزمون	RA	IO	EO	ES	LD
نوترال/ بار صفر	۳/۶۲±۵/۱۲	۴/۶۱±۲/۵۶	۲/۹۰±۱/۸۶	۹/۲۷±۶/۵۵	۹/۰۹±۷/۸۶
نوترال/ بار$_{10kg}$	۶/۷۸±۴/۵۲	۹/۵۴±۴/۲۹	۴/۸۴±۳/۴۷	۳۵/۵۴±۱۰/۸۴	۳۲/۰۹±۱۰/۵۰
نوترال/ بار $_{20kg}$	۹/۵۴±۵/۳۵	۱۹/۱۸±۱۸/۶۳	۷/۸۹±۶/۵۸	۵۳/۵۴±۱۷/۴۵	۴۵/۹۰±۱۴/۱۳
هیپرلوردوتیک/ بار صفر	۵/۲۵±۵/۲۸	۶/۸۵±۳/۹۵	۴/۵۴±۴/۲۵	۱۰/۷۲±۱۰/۶۷	۱۰/۵۴±۹/۵۴
هیپرلوردوتیک / بار$_{10kg}$	۸/۳۶±۵/۵۹	۱۲/۷۲±۷/۸۱	۵/۹۱±۴/۶۳	۴۷/۳۶±۱۳/۹۰	۳۸/۱۸±۱۳/۳۴
هیپرلوردوتیک / بار $_{20kg}$	۱۱/۸۰±۵/۵۲	۱۴/۸۱±۱۱/۵۷	۱۲/۵۴±۱۰/۲۷	۶۲/۶۳±۱۷/۱۳	۵۱/۲۷±۱۶/۶۴
هیپولوردوتیک/ بار صفر	۶/۳۴±۷/۲۸	۲۱/۴۰±۲۴/۰۵	۱۰/۹۱±۱۵/۲۴	۱۵/۲۷±۱۳/۹۵	۱۶/۲۱±۱۳/۸۸
هیپولوردوتیک / بار$_{10kg}$	۷/۲۷±۴/۹۶	۲۱/۸۱±۲۱/۶۲	۱۶/۱۰±۲۵/۶۷	۳۲/۶۷±۷/۶۹	۳۰/۷۲±۱۱/۲۷
هیپولوردوتیک / بار $_{20kg}$	۱۵/۳۶±۹/۵۵	۳۵/۰۰±۲۷/۵۹	۱۲/۰۹±۶/۰۹	۵۱/۸۱±۱۰/۲۲	۴۹/۰۹±۱۸/۹۳

بحث

اثر میزان بار خارجی: افزایش میزان بار خارجی، موجب افزایش گشتاور فلکسوری ناشی از وزن آن شده و در نتیجه عضلات اکستانسور، که در موقعیت‌های تغییر بار خارجی با ثابت ماندن وضعیت قوس کمری، بازوی گشتاور ثابتی دارند، جهت مقابله با این گشتاور فلکسوری و جلوگیری از بر هم خوردن تعادل، چاره‌ای جز افزایش فعالیت نخواهند داشت. در نتیجه مشاهده می‌شود که بدنبال افزایش میزان بار خارجی، فعالیت عضلات اکستانسور نیز افزایش معنی‌داری خواهد یافت. اما علت افزایش فعالیت عضلات فلکسور را بدنبال افزایش میزان بار خارجی، می‌توان افزایش نیازهای ثباتی سیستم دانست. فعالیت این عضلات منجر به ایجاد گشتاور فلکسوری خواهد شد که همسو با گشتاور ناشی از بار خارجی است. بعبارت دیگر، افزایش فعالیت عضلات فلکسور بدنبال افزایش میزان بار خارجی، از یک جهت خود می‌تواند عامل بر هم زنندهٔ تعادل باشد. اما گشتاور ناشی از فعالیت عضلات اکستانسور با این عامل بر هم زنندهٔ تعادل، مقابله نموده و برای عضلات فلکسور این فرصت را فراهم می‌آورد تا با فعالیت خود، و از طریق مکانیسم هم انقباضی آنتاگونیستی، سفتی[1] ستون فقرات را افزایش داده و بدینوسیله، پاسخگوی نیازهای ثباتی ستون فقرات حین حفظ بار خارجی باشند(۲۳، ۲۲، ۱۵، ۱۴، ۸).

نتایج حاکی از آن بود که هر دو عضلهٔ اکستانسور مورد مطالعه(ES و LD) نسبت به عضلات فلکسور، حساسیت بیشتری را در تغییر میزان بار خارجی از خود نشان می‌دادند. این مسأله در

1- stiffness

جهت تائید یافته‌های شالتز[1]، چولویکی[2]، تان[3] و کهریزی بوده و دلیل آن نیز می‌تواند بلندتر بودن بازوی گشتاور عضلات فلکسور نسبت به اکستانسورها باشد که باعث می‌شود این عضلات جهت ایجاد گشتاور مورد نیاز، به نیروی کمتری احتیاج داشته باشند. از سوی دیگر از آنجایی که بار همواره نسبت به ستون فقرات در ناحیهٔ قدامی قرار گرفته و حاصل اثر جاذبه بروی آن یک گشتاور فلکسوری بود، در نتیجه نیاز به عضلات اکستانسور جهت خنثی نمودن این گشتاور فلکسوری به مراتب بیش از فعالیت عضلات فلکسوری است(۱۶).

اما در مقایسهٔ اثر میزان بار خارجی بروی فعالیت عضلانی، مشاهده می‌شود که حتی خود عضلات فلکسور نیز رفتار یکسانی ندارند. دراین میان عضلات IO و RA نسبت به دو سطح تغییر میزان بار خارجی و عضلهٔ EO تنها نسبت به یک سطح آن واکنش معنی‌داری را از خود نشان می‌دهند.

شاید بتوان چنین اذعان نمود که عضلهٔ RA بدلیل راستای قرارگیری فیبرهای خود، اثر خالص‌تری در صفحهٔ ساژیتال از خود بجای گذارده و در تولید گشتاورهای این صفحه از کارآیی بالاتری نسبت به عضلات مایل شکمی برخوردار است و بهمین دلیل نسبت به عضلهٔ EO که عضله‌ای مایل بوده و تنها بخشی از گشتاور حاصل از فعالیت آن در صفحهٔ ساژیتال اثرگذار است, حساسیت بیشتری را در پاسخ به تغییر میزان بار خارجی از خود نشان می‌دهد(۱۷).

ضمناً بررسیهای آماری حاکی از آن است که افزایش میزان بار از صفر به ۱۰ کیلوگرم منجر به افزایش معنی‌دار میزان فعالیت عضلهٔ RA نخواهد شد، اما این اتفاق در تغییر میزان بار از ۱۰ کیلوگرم به ۲۰ کیلوگرم خواهد افتاد. این مساله را نیز می‌توان چنین توجیه نمود که افزایش میزان بار تا حد ۱۰ کیلوگرم نیازهای ثباتی سیستم را به حدی افزایش نمی‌دهد که این عضله ناچار به افزایش میزان فعالیت خود باشد. اما هنگامیکه بار از ۱۰ کیلوگرم به ۲۰ کیلوگرم تغییر می‌یابد، جهت حفظ ثبات لازم و افزایش سفتی ستون فقرات، عضلهٔ RA نیز ناگریز از افزایش سطح فعالیت خود خواهد شد.

اما شرایط در مورد عضلهٔ IO به گونهٔ دیگری است. بخصوص اینکه در مطالعهٔ حاضر بخش عرضی این عضله مورد بررسی قرار گرفته است. مطالعات متعددی حاکی از متفاوت بودن نقش بخش عرضی این عضله نسبت به سایر عضلات فلکسور تنه‌اند (۲۰، ۱۹، ۱۸). این بخش از عضله با جهت‌گیری عرضی و اتصالات مستقیم خود به فاسیای توراکولومبار و عملکرد کمربند مانند آن، می‌تواند در ایجاد انقباض آنتاگونیستی با عضلات اکستانسور و افزایش فشار داخل شکمی و همچنین افزایش سفتی ستون فقرات و بهبود وضعیت ثباتی آن مؤثر واقع گردد. هر دو عضلهٔ IO و RA بدنبال افزایش میزان بار خارجی از صفر به ۲۰ کیلوگرم، دچار افزایش فعالیت معنی‌داری می‌شدند، اما تفاوت پاسخ آنها در پاسخ به تغییر میزان بار خارجی در مقادیر کمتر است، به این ترتیب که عضلهٔ RA چنانچه ذکر شد, بدنبال افزایش میزان بار از ۱۰ کیلوگرم به ۲۰ کیلوگرم دچار افزایش فعالیت معنی‌داری می‌شد در حالیکه این اتفاق در مورد عضلهٔ IO در تغییر بار از صفر به ۱۰ کیلوگرم اتفاق می‌افتاد.

اثر انحنای کمر: تجزیه و تحلیل داده‌های موجود حاکی از آن بود که این اثر تنها در مورد عضلات IO و ES به سطح معنی‌داری می‌رسد.

همانطور که پیش‌تر نیز ذکر شد، نقش ثباتی عضلهٔ IO (بخش عرضی آن)، چنین ایجاب می‌نماید که در پاسخ به تغییرات پوسچر، وارد عمل شده و ثبات ناحیهٔ کمری را تأمین نماید. بطور کلی جهت‌گیری فیبرهای بخش عرضی این عضله، آن را بعنوان یکی از مهمترین عضلات ثباتی ستون فقرات مطرح می‌سازد(۱۸).

شاید بتوان افزایش فعالیت این عضله را در وضعیت لوردوتیک، و علی رغم افزایش بازوی گشتاور آن، تغییر در سایر المان‌های ثباتی سیستم از جمله سفتی پاسیو ستون فقرات دانست که بدنبال افزایش زاویهٔ قوس کمری و کاهش کشیدگی لیگامانها و عناصر پاسیو این ناحیه، دچار کاهش و عدم کارآیی خواهد شد.

به تازگی برخی از محققین شواهدی دال بر شباهت دو عضلهٔ IO و عضله عرضی شکمی (TrA)[4] به لحاظ عملکردی ارائه نموده و با مقایسهٔ فعالیت این دو عضله در وضعیتهای مختلف بدن نشان داده‌اند که پاسخ این دو عضله به تغییرات سطح ثباتی بدن به حدی است که با توجه به عمقی بودن عضلهٔ TrA و مشکلات موجود در ثبت الکتریکی این عضله می‌توان از بخش عرضی عضلهٔ سطحی IO ثبت گرفته و نتایج را به عضلهٔ TrA نیز تعمیم داد(۲۰). یافته‌های موجود در مطالعهٔ حاضر نیز حاکی از نقش ثباتی بخش عرضی عضلهٔ IO بوده و در جهت تأیید یافته‌های این محققان اند.

همچنین عضلهٔ ES نیز همانطور که در مطالعات پیشین ذکر شده بود، به تغییرات پوسچر و بدنبال آن، تغییرات سطح ثباتی بدن حساس بوده و از خود واکنش نشان می‌دهد(۲۱). علت این امر نیز نقش حیاتی این عضله در خنثی نمودن نیروهای برشی وارده بر ناحیهٔ تحتانی کمر است که این مسأله نیز مدیون راستای قرارگیری و موقعیت آناتومیک فیبرهای آن است(۶). نکتهٔ قابل

1- Schultz 2- Cholewicki 3- Tan 4-Transverse Abdominus

تامـل آنکه فعالیـت عضلهٔ ES در وضعیـت لوردوتیک تنها ۲۲ درصد نسـبت بـه وضعیت نوتـرال افزایش یافـت، در حالیکه افزایش میزان بار خارجی از صفر به ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم، منجر به افزایـش فعالیت این عضله به ترتیب تا میزان ۲۲۵ و ۳۷۵ درصد شد. لذا چنین به نظر می‌رسد که فعالیت عضلهٔ ES اگرچه به هر دو فاکتور میزان بار خارجی و انحناء کمر وابسته است، اما ظاهراً میزان این وابستگی به تغییرات بار خارجی بیشتر است.

از سـوی دیگر عضلهٔ IO نیز نسبت به هر دو فاکتور نام برده از خود واکنـش معنی‌داری را بصورت تغییر میزان فعالیت، نشـان می‌داد، اما میزان افزایش فعالیت این عضله در پاسـخ به افزایش میـزان بار خارجی از صفـر به ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم به ترتیب ۴۸ و ۱۰۹ درصـد بود در حالیکه بدنبـال تغییر انحناء کمر از وضعیت نوتـرال به کیفوتیـک فعالیت این عضله تـا ۱۵۰ درصد افزایش یافت.

شاید بتوان بر اساس این یافته چنین نتیجه‌گیری نمود که فعالیت عضلهٔ IO بیش از آنکه به میزان بار خارجی وابسـته باشـد، تابع انحناء ستون فقرات کمری است.

اثـر متقابل میزان بـار خارجی و لوردوز کمـری: طبق یافته‌های موجود, ایـن فرضیه تنها در مورد عضلهٔ ES صادق اسـت زیرا تأثیرپذیـری آن از وضعیت لوردوز کمـری تحت تأثیر میزان بار خارجی بود.

همانطور که در بخشـهای پیش نیز ذکر شد, عضلهٔ ES در مقابله با نیروهای برشـی وارده بر ستون فقرات کمری, نقش حیاتی را بر عهده دارد. بخصوص آنکه در مطالعهٔ حاضر میزان بار خارجی نیز در حال تغییر بوده و با افزایش آن, میزان نیروهای برشی نیز, افزایش چشمگیری می‌یابد.

از سوی دیگر همانطور که پوتوین[1] و مک گیل[2] اظهار نموده‌اند، توانایـی مقابلهٔ این عضله با نیروهـای وارده, به موقعیت لوردوز کمری و زاویهٔ انحنای آن وابسته است(۱۹).

در نتیجه مشـاهده می‌شود که نه تنها فعالیت عضلهٔ ES به هر دو عامل میزان بار خارجی و لوردوز کمری وابسـته است, بلکه در مورد این عضله, فاکتورهای فوق اثر متقابلی با یکدیگر داشـته و بسته به میزان لوردوز کمری, نوع پاسخ این عضله به تغییرات بار خارجی، متفاوت خواهد بود.

نتیجه‌گیری

هر دو عامل میزان بار خارجی و انحناء کمر نقش تعیین کننده‌ای در فعالیت عضلات تنه و در نتیجه شـرایط ثباتی سـتون فقرات دارنـد. از سـوی دیگر، نحوهٔ تأثیر عامل بـار خارجی بر فعالیت برخـی عضلات تنه به انحناء کمر وابسـتگی داشـته و در چنین مواردی نمی‌توان بدون توجه به پوسـچر کمر در رابطه با اثر بار خارجی بر ثبات ستون فقرات قضاوت نمود.

1- Potvin 2- McGill

منابع:

1-Arjmand N and Shirazi_Adl A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions.J Biomech, 2006, 9, 510-21.

2-Burgess-Limerick R and Abernethy B. Toward a quanitative definition of manual lifting postures, 1997,39(1): 141-8.

3-Straker L. Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects. Work, 2003, 31, 149-60.

4-Shirazi_Adl A and Drouin G. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. J Biomech, 1987, 20, 601-13.

5-Adams M.A and Hutton W.C. The effect of posture on the lumbar spine. The Journal of Bone and Joint. Surgery. 1985, 67-B-No6: 625-629.

6-McGill S.M, Hughson R.L, parks k. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. Clin. Biomech, 2000, 15: 777.

7-Granata Kevin,P and Orishimo Karl F. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. J Biomech, 2001, 34, 1117-23.

8-Granata K.P and Wilson S.E. Trunk posture and spinal stability. Clin Biomech, 2001,16, 650-659.

9-Dolan P, Adams M.A, Hutton W.C. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. Spine, 1988,13(2): 197-231.

10-Hedman TP and Fernnie GR. Mechanical response of the lumbar spine to seatad postural loads. Spine, 1997, 22: (7): 734-79.

11-Chen J, Lei Y, Ding J, Wang Z. The application of surface electromyography in the assessment of ergonomic risk factors associated with manual lifting tasks. J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci, 2004, 24(6): 552-5.

12-Wilson SE and Granata KP. Reposition sense of lumbar curvature with flexed and asymmetric lifting postures.Spine, 2003,28(5), 513-8.

13-Shirazi-Adl A and Parnianpour M. Role of posture in mechanics of the lumbar spine in compression. J spinal Disord, 1996, 9(4): 277-286.

14-Gardner- Morse M.G.,and Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation of lumbar spine Spine. 1998,23(1): 86-91.

15-Shultz AB, Andersson GB, Hadersperck, Ortengren M, Nordin M. Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. J Biomech,1982, 15(9).669-675.

16-Bogduk N and Twomy LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. 2nd ed. London: Churchill Livingston; 1992, pp: 26-48.

17-Zetterberg C, Andersson GB, Schultz AB. The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading. Spine, 1987, 12(10), 1035-40.

18-Huang QM, Andersson E, Thorstensson. Intramuscular myoelectric activity and selective coactivation of trunk muscles during lateral flexion with and without load.Spine, 2001, 26(13), 1465-72.

19-Snidjers C, Bakker M, Vleeming A. Oblique abdominal muscle activity in standing and sitting on hard and soft seats. Clin Biomech, 1995,10: 73-8.

20-Ainscough-Potts AM, Morrissey MC, Critchley D. The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures.Manual Ther, 2006, 11, 54-60.

21-Reiser RF and Dalton EA. Effect of floor slope and load carriage on standing posture. Biomed Sci Instrum, 2005, 41: 25-30.

22-Shirazi_Adl A, El_Rich M, Pop DG, Parnianpour M. Spinal muscle force, internal loads and stability in standing under various postures and loads-application of kinematic-based algorithm. Eur Spine J, 2005, 14: 381-392.

23-Anderson K and Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. Can J Appl Physiol, 2005,30(1): 33-45.