المپیک
سال هفدهم – شماره ۲ (پیاپی ۴۶) تابستان ۱۳۸۸

تاریخ دریافت: ۸۶/۱۲/۲۰
تاریخ تصویب: ۸۷/۴/۲

بررسی رابطهٔ بین حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی و خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحناهای سینه‌ای و کمری

❖ **هومن مینونژاد؛** کارشناس ارشد حرکات اصلاحی دانشگاه تهران *
❖❖ **دکتر رضا رجبی؛** استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران
❖❖❖ **دکتر عباّس رحیمی؛** استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
❖❖❖❖ **هادی صمدی؛** عضو هیأت علمی دانشگاه پیام نور مرکز بروجن

چکیده: **هدف از این پژوهش عبارت است از بررسی رابطهٔ میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی (شاخصی از قدرت) و خستگی (شاخصی از استقامت) عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحناهای سینه‌ای و کمری در افراد غیرورزشکار. در تحقیق حاضر ۲۲ مرد غیرورزشکار با میانگین قد ۱۷۵٫۷۸±٤٫۰۹سانتی‌متر، میانگین وزن ۷۲٫۰٤±٤٫٦ کیلوگرم، و میانگین سن ۲۵٫٤±۳٫۷ سال به صورت تصادفی انتخاب شدند. ابتدا میزان انحنای سینه‌ای و کمری این افراد با استفاده از دستگاه اسپاینال‌ماوس اندازه‌گیری شد. سپس، حداکثر میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین با دستگاه الکترومیوگرافی سطحی در حین انجام آزمون انقباض حداکثری اکستانسورهای تنه سنجیده شد. در نهایت، آزمون نگه‌داشتن افقی تنه انجام شد و شاخص خستگی عضلات ارکتور اسپاین با محاسبهٔ شیب فرکانس میانه از روی سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی به‌دست آمد. نتایج نشان دادند بین ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان انحنای سینه‌ای رابطهٔ معناداری وجود ندارد، اما بین شاخص خستگی این عضلات با میزان انحنای سینه‌ای رابطهٔ معنادار مثبتی مشاهده شد (P=۰٫۰۲۲، r=۰٫۵۳۵). علاوه بر این، مشخص شد که رابطهٔ معنادار و مثبتی میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان انحنای کمری وجود دارد (P=۰٫۰٤۳، r=۰٫۵۲۷)، ولی میان شاخص خستگی این عضلات با میزان انحنای کمری رابطهٔ معناداری مشاهده نشد. با توجه به این نتایج پیشنهاد می‌شود هنگام مواجهه با ناهنجاری کایفوز به استقامت عضلات اکستانسور پشت و در هنگام تجویز تمرینات درمانی برای اصلاح قوس کمری به قدرت و ضعف عضلات اکستانسور پشت توجه بیشتری شود.**

واژگان کلیدی: الکترومیوگرافی، خستگی، انحنای سینه‌ای، انحنای کمری، عضلات ارکتور اسپاین

* **E.mail: Hooman_spt@yahoo.com**

مقدمه

ستون فقرات در طول خود چهار قوس گردنی، پشتی، کمری، و خاجی دارد. عضلاتی که از پشت به ستون فقرات متصل شده‌اند، نقش مهمی در حفظ و تطابق ساختار آن در موقعیت‌های جدید دارند. در تقسیم‌بندی کلی، این عضلات به دو گروه عضلات سطحی و عمقی تقسیم می‌شوند. عضلات سطحی همان عضلات صاف‌کنندهٔ ستون فقرات یا ارکتور اسپاین‌اند که جزء عضلات پوسچرال محسوب می‌شوند. عضلات ارکتور اسپاین از سه قسمت خاصره‌ای، طویل، و شوکی تشکیل شده و از استخوان خاجی تا استخوان پس سری امتداد دارد و اکستانسورهای اصلی ستون فقرات‌اند (۲).

این دسته از عضلات به علّت عمل و محل قرارگیری، همچنین به دلیل تأثیر بر قوس‌های ستون فقرات همواره اهمیت داشته‌اند، ولی در مورد نقش قدرت این عضلات بر میزان انحنای ستون فقرات طی تحقیقات مختلف، نتایج متناقضی گزارش شده است. برای مثال سیناکی و همکاران (۱۹۹۶) به وجود رابطهٔ معنادار و منفی میان قدرت عضلات اکستانسور پشت و میزان انحنای سینه‌ای اشاره کردند (۱۸)، اما کیم و همکاران (۲۰۰۶) وجود چنین رابطه‌ای را میان قدرت عضلات اکستانسور پشت و قوس کمری نفی کردند (۱۰).

علاوه بر قدرت عضلات، عامل مهم دیگری که بر پوسچر افراد تأثیرگذار است، عامل استقامت عضلانی است (۱۴). متأسفانه در حیطهٔ حرکات اصلاحی و توانبخشی، استقامت عضلانی بسیار کمتر از قدرت و انعطاف‌پذیری عضلات اهمیت دارد و طبعاً پروتکل‌های تمرینی در افزایش و بهبود استقامت عضلات کمتر شرح داده شده‌اند. برای سنجش استقامت عضلات روش‌های گوناگونی وجود دارد. یکی از بهترین این روش‌ها، بررسی خستگی عضلانی است. خستگی عضلانی عبارت است از ناتوانی عضله در نگهداری طولانی‌مدت نیرویی معین (۶). بهترین و مؤثرترین شیوه در بررسی خستگی عضلانی، بررسی امواج خام الکترومیوگرافی در حوزهٔ فرکانس و تجزیه و تحلیل فرکانس میانهٔ[1] این امواج است (۵).

مشخص شده، طی خستگی عضلانی، فرکانس میانه با گذشت زمان رو به کاهش می‌رود و گاه حین انقباضات ایزومتریک این کاهش تا حدود ۵۰ درصد مقادیر اولیه رخ می‌دهد. طی انقباض عضلات، شیب جابه‌جایی فرکانس‌های میانه به مقادیر پایین‌تر، شاخص خستگی عضلانی است (۵) و به صورت تغییرات فرکانس میانه در طول زمان بیان می‌شود.

بر این اساس و با توجه به اینکه تاکنون رابطهٔ میان استقامت (خستگی) عضلات ارکتور اسپاین با میزان قوس‌های سینه‌ای و کمری بررسی نشده و در نتایج تحقیقات مربوط به رابطهٔ قدرت این عضلات با اندازهٔ قوس‌های سینه‌ای و کمری نیز اتفاق نظر وجود ندارد، محققان در تحقیق حاضر به بررسی رابطهٔ میان استقامت و قدرت عضلات ارکتور اسپاین از دیدگاه الکترومیوگرافی با میزان انحناهای سینه‌ای و کمری در افراد غیرورزشکار پرداخته‌اند.

روش‌شناسی

با توجه به موضوع تحقیق، پژوهش حاضر میدانی- توصیفی و از نوع هم‌بستگی است.

جامعهٔ آماری: ۲۲ مرد غیر ورزشکار با میانگین قـد ۴٫۰۹ ± ۱۷۵٫۷۸ سانتی‌متر، میانگین وزن

1. Median frequency

۷۲/۰۴±۴/۶ کیلوگرم، و میانگین سن ۲۵/۴±۳/۷ سال به صورت تصادفی انتخاب شدند و پس از پرکردن برگهٔ رضایت‌نامه در تحقیق حاضر شرکت کردند. تمامی نمونه‌ها سالم بودند و هیچ‌گونه پاتولوژی شناخته شده در ناحیهٔ ستون فقرات نداشتند.

ابزارهای اندازه‌گیری: به منظور مطالعهٔ قدرت عضلات روش‌های متفاوتی وجود دارد. اما از آنجا که محاسبهٔ قدرت عضلات به صورت تک به تک مورد نظر محققان تحقیق حاضر بود و این کار به روش الکترومیوگرافی میسر است، محققان برای اندازه‌گیری قدرت عضلات نیز همانند محاسبهٔ خستگی عضلات از روش الکترومیوگرافی استفاده کرده‌اند. بنابراین، بین قدرت عضلانی و ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات رابطهٔ نزدیکی وجود دارد (۹) و اندازه‌گیری قدرت عضلات با الکترومیوگرافی به دقت میسر است.

در تحقیق حاضر، برای ثبت میزان فعالیت عضلات از دستگاه ۸ کانالهٔ الکترومیوگرافی سطحی مدل Data Log متعلق به شرکت Biometrics انگلستان استفاده شد. الکترودهای مورد استفاده در این تحقیق، الکترود سطحی دو قطبی از جنس آلیاژ نقره با کلریدنقره و متعلق به شرکت سازندهٔ دستگاه بودند. آماده کردن پوست برای چسباندن الکترودها شامل تیغ زدن و تمیز کردن ناحیه با الکل برای فراهم کردن سطحی مناسب برای اتصال الکترودها و کاهش مقاومت پوست بود که قبل از آزمون، انجام آن را محققان برعهده داشتند. از بین عضلات ارکتور اسپاین، دو عضلهٔ **ایلیوکوستالیس لامبروم**[1] و **لانجیسیموس توراسیس**[2] برای ثبت میزان فعالیت انتخاب شدند. الکترومیوگرافی عضلهٔ ایلیوکوستالیس لامبروم در ناحیهٔ کمری (۶ سانتی‌متر خارج مهره L۲) و الکترومیوگرافی عضلهٔ لانجیسیموس توراسیس به علت طویل بودن عضله در دو ناحیهٔ سینه‌ای (۴ سانتی‌متر خارج مهرهٔ T۱۰) و کمری (۳ سانتی‌متر خارج مهرهٔ L۱) صورت گرفت (۱۱).

برای اندازه‌گیری میزان انحناهای سینه‌ای و کمری از دستگاه اسپاینال ماوس ساخت کارخانهٔ Idiag کشور سوئیس استفاده گردید. مشخص شده است که می‌توان از اسپاینال ماوس هم در امور تحقیقاتی و هم در کارهای بالینی در اندازه‌گیری قوس‌ها و دامنه‌های حرکتی ستون فقرات در نمای ساجیتال استفاده کرد (۱۳). بر این اساس ICC مربوط به پایایی بین آزمونگر در اندازه‌گیری میزان انحنای سینه‌ای ۰/۸۸ و در اندازه‌گیری میزان انحنای کمری ۰/۹۲ و ICC مربوط به پایایی درون آزمونگر در اندازه‌گیری میزان انحنای سینه‌ای ۰/۸۷ و در اندازه‌گیری میزان انحنای کمری ۰/۹۳ گزارش شده است که قابل قبول‌اند (پایایی‌ها طی ۳ بار اندازه‌گیری و در دو روز مختلف محاسبه شدند) (۱۳).

مراحل انجام آزمون: هر جلسه اندازه‌گیری به ۴ بخش تقسیم شد: الف) گرم کردن، ب) اندازه‌گیری میزان انحناهای سینه‌ای و کمری، ج) انجام آزمون انقباض حداکثری اکستانسورهای تنه[3]، د) انجام آزمون نگه‌داشتن افقی تنه (بایرینگ - سورنسن)[4]. پس از اخذ رضایت‌نامه و پرسش‌نامه از آزمودنی‌ها، در ابتدای هر جلسه ۶ دقیقه صرف گرم کردن می‌شد. ۳ دقیقهٔ ابتدایی مربوط به نرم دویدن و ۳ دقیقهٔ دوم مربوط به حرکات کششی ستون فقرات بود.

برای اندازه‌گیری میزان انحناهای ستون فقرات

1. Iliocostalis Lumborum
2. Longissimus Thoracis
3. MVC (Maximal Voluntary Contraction)
4. Trunk holding test (Biering – Sorensen test)

از اسپاینال‌ماوس استفاده شد. برای این کار در حالی که آزمودنی صاف ایستاده بود، محقق با قراردادن غلتک‌های اسپاینال‌ماوس روی مهرهٔ C۷، ماوس را در امتداد ستون مهره‌ها تا لبهٔ بالایی مهرهٔ S۲ به طرف پایین می‌کشید. هم‌زمان با حرکات ماوس، شکل و زوایای مربوط به انحناهای ستون مهره‌ها را رایانه ثبت می‌کرد. این اندازه‌گیری دو بار تکرار و میانگین آن‌ها محاسبه شد و زوایای انحناهای سینه‌ای و کمری منظور شد.

برای ثبت ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین، آزمون انقباض حداکثری اکستانسورهای تنه انتخاب شد. این آزمون شامل ۳ انقباض پیاپی ایزومتریک اکستانسورهای تنه هر کدام به مدت ۵ ثانیه بود که با ۱۰ ثانیه استراحت بین انقباضات همراه بود (۹). برای انجام این کار، هر نمونه به صورت دمر روی تخت دراز می‌کشید و نواحی مفصل ران، کمی پایین‌تر از زانوها و کمی بالاتر از مچ پاها با استرپ محکم ثابت و به تخت بسته شدند. سپس، به وی گفته می‌شد با شنیدن فرمان محقق سر و تنهٔ خود را با حداکثر قدرت و تا حداکثر میزان ممکن و تا انتهای دامنهٔ حرکتی از روی تخت بلند کند. مدت زمان انقباض را آزمونگر با کرونومتر کنترل می‌کرد. با به پایان رسیدن زمان انقباض ۵ ثانیه‌ای، محقق از آزمون‌شونده می‌خواست تا مجدداً روی تخت برگردد. از این‌جا ۱۰ ثانیه استراحت فرد آغاز می‌شد و با کرونومتر مجدداً کنترل می‌شد (شکل ۱ الف). هنگام انجام آزمون، میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین ثبت می‌شد.

در بررسی استقامت عضلات ارکتور اسپاین از آزمون نگه‌داشتن افقی تنه (آزمون بایرینگ – سورنسن) استفاده شد (۴). برای انجام این آزمون، فرد روی تختی ۲ شکن دراز می‌کشید. قسمت بالای تخت از محل شکن جلویی به پایین خم می‌شد و فرد به صورت دمر به گونه‌ای دراز می‌کشید که خار خاصرهٔ قدامی فوقانی استخوان لگن در لبهٔ شکن جلویی تخت قرارگیرد و تنه به سمت پایین روی تخت خم شود. اندام‌های تحتانی مثل آزمون قبل به تخت بسته می‌شدند. سپس از فرد خواسته می‌شد تا در حالی که دست‌ها را روی پیشانی قرار داده و آرنج‌ها خم و به سمت خارج امتداد داشتند، تنهٔ خود را بر خلاف جاذبه بالا آورد و به حالت افقی تا حداکثر زمانی که می‌تواند نگه دارد (شکل ۱ ب). برای تشخیص خروج فرد از حالت افقی از آینهٔ شطرنجی و مدرّج که در کنار تخت و روی دیوار نصب شده بود، استفاده شد و به محض خروج فرد از حالت افقی، محقق آزمون را قطع می‌کرد. در حین انجام این آزمون نیز امواج الکترومیوگرافی ثبت می‌شدند.

شکل ۱. الف) آزمون MVC اکستانسوری تنه. ب) آزمون Biering – Sorensen

مرحلهٔ پردازش داده‌های الکترومیوگرافی: برای محاسبهٔ ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت)، RMS (Root Mean Square) هر انقباض از آزمون انقباض حداکثری اکستانسورهای تنه با نرم‌افزار متعلق به دستگاه الکترومیوگرافی سطحی به‌نام Data Log نسخهٔ ۲٫۳ محاسبه شد. در مرحلهٔ بعد میانگین این سه RMS محاسبه و میانگین ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلهٔ مربوط در آن ناحیه در نظر گرفته شد.

برای محاسبهٔ میزان خستگی در سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی ثبت شده از آزمون بایرینگ – سورنسن، ابتدا به روش Fast Foriour Transform و با نرم‌افزار متعلق به دستگاه الکترومیوگرافی، فرکانس میانهٔ کل مدت زمان انقباض محاسبه شد. سپس، با انتقال این داده‌ها به نرم‌افزار MATLAB ۷٫۰ و به روش Least squares linear regression شیب خط فرکانس میانه به‌دست آمد و شاخص خستگی عضلانی در نظر گرفته شد.

روش مطالعهٔ آماری: با توجه به ماهیت داده‌ها و نیز نرمال بودن داده‌های به‌دست آمده از آزمون K-S، برای بررسی رابطهٔ میان متغیرها از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS، نسخهٔ ۱۳٫۵ و در سطح معناداری α=۰٫۰۵ بررسی شد.

یافته‌ها

در جدول ۱ میزان انحناهای سینه‌ای و کمری، ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی و شیب خط فرکانس میانهٔ عضلات ارکتور اسپاین ارائه شده است.

جدول ۲ رابطهٔ میان متغیرهای تحقیق را نشان می‌دهد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد رابطهٔ معناداری میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان انحنای سینه‌ای وجود ندارد (P>۰٫۰۵). اما رابطهٔ معناداری میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات با میزان انحنای کمری مشاهده شد (P<۰٫۰۵، r=۰٫۵۲۷). همچنین، رابطهٔ معناداری میان خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان قوس سینه‌ای مشاهده شد (P<۰٫۰۵، r=۰٫۵۳۵)، در حالی که میان خستگی این عضلات با میزان انحنای کمری رابطهٔ معناداری مشاهده نشد (P>۰٫۰۵).

جدول ۱. مشخصات متغیرهای اندازه‌گیری شده در تحقیق حاضر

متغیر مورد بررسی	میانگین	انحراف معیار
انحنای کمری (درجه)	۲۰٫۳	۴٫۱
انحنای سینه‌ای (درجه)	۴۵٫۱	۸٫۸
میانگین میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین (mV)	۰٫۷	۰٫۲
شیب فرکانس میانهٔ عضلات ارکتور اسپاین (Hz/s)	−۱٫۰	۰٫۳

جدول ۲. نتایج آزمون ضریب همبستگی پیرسون در بررسی ارتباط میان میزان انحناهای سینه‌ای و کمری با ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی (قدرت) و خستگی (شیب فرکانس میانه) عضلات ارکتور اسپاین

	انحنای سینه‌ای		انحنای کمری	
	r	P	r	P
ماکزیمم میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین (قدرت)	-۰/۲۳	۰/۴	۰/۵۲۷	*۰/۰۴
خستگی عضلات ارکتور اسپاین (شیب فرکانس میانه)	۰/۵۳۵	*۰/۰۲۲	۰/۰۹۶	۰/۷۳۴

* P < ۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر مشخص کرد رابطهٔ معناداری میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان انحنای سینه‌ای وجود ندارد (P>۰/۰۵). نتایج تحقیق حاضر با **تحقیق سدلاک**[1] و همکاران (۲۰۰۱) که در تحقیق خود نشان دادند بین قدرت عضلات اکستانسور پشت و میزان انحنای سینه‌ای ارتباطی وجود ندارد همخوانی دارد (۱۷). اما از طرفی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات سیناکی و همکاران (۱۹۹۶) که نشان دادند کاهش انحنای سینه‌ای مرتبط با افزایش قدرت عضلات اکستانسور پشت است (۱۸)، همچنین با **یافته‌های میکا**[2] و همکاران (۲۰۰۵) که عنوان کردند میزان انحنای سینه‌ای در افراد مختلف مرتبط با قدرت عضلات اکستانسور است و افرادی که انحنای سینه‌ای کمتری دارند قدرت عضلات اکستانسور در آن‌ها بالاست، همخوانی ندارد (۱۵). علت عدم همخوانی میان نتایج تحقیقات فوق با یافته‌های تحقیق حاضر را احتمالاً باید متفاوت بودن جوامع آماری مورد مطالعه در این تحقیقات با جامعهٔ آماری تحقیق حاضر دانست. هر دو گروه این محققان دربارهٔ زنان ۵۰-۸۵ سال مبتلا به پوکی استخوان تحقیق کرده بودند. میان نمونه‌های این تحقیق با محققان ذکر شده دربارهٔ سن، جنس، همچنین ابتلا به بیماری تفاوت وجود دارد، از جمله اینکه تمامی نمونه‌های این تحقیق سالم و بین ۲۰ تا ۳۰ سال سن داشتند که تفاوت میان نتایج را توجیه می‌کند.

برخلاف یافتهٔ فوق، رابطه‌ای معنادار و مثبت میان خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحنای سینه‌ای مشاهده شد (P <۰/۰۵، r=۰/۵۳۵). این بدان معناست که هر چقدر میزان خستگی عضلات اکستانسور پشت فرد در واحد زمان بیشتر باشد (یا به عبارت دیگر هر چقدر استقامت عضلات پشت کمتر باشد)، زاویهٔ انحنای سینه‌ای بیشتر است. در رابطه با این یافته به علت اینکه چنین تحقیقی در مورد رابطهٔ میزان انحناهای سینه‌ای و کمری با میزان استقامت عضلات ارکتور اسپاین برای اولین بار بود که انجام می‌گرفت، تحقیق موافق و مخالفی در این زمینه یافت نشد.

در تفسیر دو یافتهٔ بالا، یعنی معنادار نبودن رابطهٔ میان قدرت عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحنای

1. Sedlock
2. Mika

سینه‌ای و معنادار بودن رابطهٔ میان خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان این انحنا، باید به نحوهٔ عبور خط گرانش از مقابل ستون فقرات سینه‌ای اشاره کرد. خط گرانش زمین از قسمت قدامی ستون فقرات ناحیهٔ سینه‌ای می‌گذرد و باعث خم‌شدن ناحیهٔ سینه‌ای به جلو می‌شود (۱). عضلات ارکتور اسپاین به علت اینکه اکستانسورهای اصلی ستون فقرات‌اند، مهم‌ترین عامل کنترل این خمش رو به جلو در ناحیهٔ سینه‌ای‌اند. این عضلات با صاف کردن ستون مهره‌های سینه‌ای به کمک فاشیای توراکو لومبار و لیگامان‌های خلفی، از خم شدن بیش از حد تنه به جلو بر اثر نیروی گرانش زمین جلوگیری می‌کنند (۱۲).

علاوه بر این، طی تحقیقات مورفولوژی مشخص شده است که عضلات ارکتور اسپاین ناحیهٔ سینه‌ای دارای درصد بیشتری از فیبرهای نوع I (اکسیداتیو، کند انقباض و مقاوم در برابر خستگی) نسبت به ناحیهٔ کمری‌اند (۱۶). می‌توان علت این امر را نیاز ستون فقرات ناحیهٔ سینه‌ای به فعالیت مداوم سطح پایین یا بالای عضلات ارکتور اسپاین در مقابله با نیروی گرانش زمین دانست. پس عضلات ارکتور اسپاین با فعالیت دایمی خود با نیروی گرانش زمین مقابله می‌کنند و از افزایش میزان انحنای سینه‌ای حین صاف ایستادن جلوگیری می‌کنند. با توجه به مطالب فوق می‌توان متوجه شد که در ناحیهٔ سینه‌ای برای کنترل فلکشن تنه ناشی از خط ثقل احتیاج بیشتر به استقامت عضلات ارکتور اسپاین است تا قدرت این عضلات.

در مورد رابطهٔ انحنای کمری با ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) و میزان خستگی این عضلات، رابطه‌ها بر عکس ناحیهٔ سینه‌ای‌اند. بدین صورت که رابطهٔ معناداری میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان قوس کمر وجود داشت ($r=۰/۵۲۷$ و $P<۰/۰۵$)، اما رابطهٔ معناداری میان خستگی این عضلات با قوس کمری مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$).

نتایج این تحقیق با یافته‌های تحقیق ایتوی و سیناکی (۱۹۹۴) که نشان دادند بین قدرت اکستانسورهای پشت و میزان لوردوز رابطهٔ معنادار و مثبتی وجود دارد تأیید می‌شود (۸). اما از طرفی، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق کیم و همکاران (۲۰۰۶) که بین میزان قدرت ایزومتریک عضلات تنه با میزان انحنای کمری هیچ رابطهٔ معناداری نیافتند متفاوت است (۱۰). علت این تناقض در نتایج را احتمالاً باید تفاوت بین جوامع آماری این دو تحقیق دانست. کیم و همکاران تحقیقات خود را روی ۳۱ فرد مبتلا به کمر درد انجام دادند، در حالی که تحقیق حاضر روی مردان سالم انجام گرفته است.

در توجیه عدم وجود رابطهٔ معنادار میان خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحنای کمری باید گفت که در ایستادن نرمال خط ثقل از خلف تنهٔ مهره‌های کمری می‌گذرد. بنابراین، ناحیهٔ کمری در این وضعیت در حالت تقریباً پایداری قرار دارد و در نتیجه عضلات ارکتور اسپاین در این حالت فعالیت بسیار جزئی دارند، اما وقتی فرد کمی رو به جلو خم می‌شود، این وضعیت تغییر می‌کند و فعالیت عضلات ارکتور اسپاین به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد (۷). پس با این تفاسیر می‌توان گفت که در حالت ایستادن طبیعی به علت عبور خط ثقل از خلف مهره‌های کمری، ستون فقرات کمری ثبات کافی دارند و نیازی به فعالیت دایمی و سطح بالای عضلات ارکتور اسپاین وجود

ندارد. بنابراین، یافته‌های تحقیق حاضر مبنی بر عدم وجود رابطهٔ معنادار میان خستگی عضلات ارکتور اسپاین (استقامت) با میزان قوس کمری منطقی به‌نظر می‌رسند.

نتیجهٔ دیگر حاصل از این تحقیق وجود رابطهٔ معنادار و مثبت میان میزان قوس کمری با ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) بود. این امر بدین معناست که هر چه قدرت عضلات ارکتور اسپاین در افراد بالاتر باشد، میزان قوس کمری نیز بیشتر خواهد بود و بر عکس. مشخص شده است که قوس کمر در انسان تحت تأثیر وضعیت لگن قرار دارد و در تیلت قدامی لگن، انحنای کمری افزایش و در تیلت خلفی لگن، قوس کمری کاهش می‌یابد (۱). لگن خود تحت تأثیر عضلات ارکتور اسپاین، عضلات شکمی و نیز فلکسورها و اکستانسورهای ران قرار دارد (۱). در این باره، نتایج تحقیق دانشمندی و همکاران (۱۳۸۴) مشخص کرده است که تمرینات ورزشی و اصلاحی مناسب با افزایش انعطاف‌پذیری عضلات اکستانسور پشت و خم‌کنندهٔ ران، همچنین تقویت عضلات شکم و بازکنندهٔ ران باعث کاهش قوس کمری می‌شوند (۳).

با توجه به این مطالب می‌توان گفت هنگامی که لگن به دلیل عمل یک یا گروهی از این عضلات تیلت خلفی پیدا می‌کند، این تیلت خلفی باعث کاهش قوس کمر می‌شود. در این هنگام است که میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین به طور ناگهانی افزایش می‌یابد و عضلات ارکتور اسپاین فعالانه وارد عمل می‌شوند و قوس کمری را به حالت طبیعی خود برمی‌گردانند. این تغییر در میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین دایمی نیست و با بازگشت لگن به حالت اولیه، میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین نیز به حد طبیعی خود بازمی‌گردد (۷). با توجه به این توضیحات می‌توان این گونه بیان کرد که عضلات ارکتور اسپاین در ناحیهٔ کمری بر خلاف عضلات ارکتور اسپاین ناحیهٔ سینه‌ای نیازمند فعالیت دایمی نیست و به منظور کنترل وضعیت لگن به طور مقطعی وارد عمل می‌شوند. علاوه بر این، همان‌طور که در تفسیر یافته‌های پیشین عنوان شد میزان فیبرهای عضلانی نوع I در عضلات ارکتور اسپاین کمری نسبت به ارکتور اسپاین سینه‌ای کمتر است. با توجه به این دو مورد نیز می‌توان انتظار داشت ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین (قدرت) با میزان انحنای کمری رابطه دارد، و نه خستگی این عضلات.

در انتها باید گفت با توجه به وجود رابطهٔ معنادار میان میزان انحنای سینه‌ای با میزان خستگی عضلات اکستانسور پشت (که خود معرف استقامت این عضلات است)، پیشنهاد می‌شود حین درمان ناهنجاری کایفوز سینه‌ای با ارزیابی استقامت عضلات اکستانسور پشت، در صورت لزوم تمریناتی به منظور بهبود استقامت این عضلات (علاوه بر قدرت و انعطاف‌پذیری آن‌ها) در برنامهٔ تمرینی افراد گنجانده شود. همچنین، با توجه به معنادار بودن رابطهٔ میان میزان انحنای کمری با ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اکستانسور پشت (قدرت) پیشنهاد می‌شود در هنگام تجویز تمرینات درمانی برای اصلاح قوس کمری کاهش یافته- در صورت ضعیف بودن عضلات اکستانسور پشت- تمریناتی در جهت تقویت این عضلات و در هنگام مواجهه با قوس کمری افزایش یافته- در صورت نیاز تمریناتی به منظور کشش عضلات اکستانسور پشت- برای فرد تجویز گردد.

منابع

۱. پترسون کندال فلورانس، مک کریری ایزابت کندال، پروانس پاترشیا جیس، ۱۳۸۲، بررسی و ارزیابی عملکرد عضلات، جلد اول: پوسچر و درد، ترجمهٔ علیرضا سرمدی و بهاره حاج قنبری. انتشارات سرمدی، ص: ۱۰۹ و ۲۴۶ تا ۲۵۱.

۲. تامپسون کلیم دبلیو، فلوید آر تی، ۱۳۸۰، اصول حرکت‌شناسی ساختاری، ترجمهٔ ولی‌الله دبیدی روشن، انتشارات سمت، ص: ۳۲۵ تا ۳۲۷.

۳. دانشمندی، حسن؛ سردار، محمّدعلی؛ تقی‌زاده؛ مصطفی، ۱۳۸۴، «اثر یک برنامه حرکتی بر لوردوز کمری»، پژوهش در علوم ورزشی، (۸) ص: ۹۱ تا ۱۰۴

4. Biering-Sorensen, F. (1984). "Physical measures as risk indicators for back muscle over a one-year period". Spine. 9:106-117.
5. De Luca, CJ. (1984). "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans". Cnt Rev Biomed Eng.11:251-279.
6. Edwards, RHT. (1981). Human muscle function and fatigue. In: Porter R,Whelan J, eds. Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms. London, England: Pitman Medical. l-18. Ciba Foundation Symposium No. 82.
7. Floyd, WF.; Silver, PHS. (1955). "The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man". J Physiol. 28; 129(1): 184–203.
8. Itoi, E.; Sinaki, M. (1994). "Effect of back-strengthening exercise on posture in healthy women 49 to 65 years of age". Mayo Clin Proc. Nov;69(11):1054-9.
9. Keller, T.S.; Colloca, C.J. (2000). "Mechanical Force Spinal Manipulation Increases Trunk Muscle Strength Assessed by Electromyography: A Comparative Clinical Trial". J Manipulative Physiol Ther. Nov-Dec;23(9):585-95.
10. Kim, HJ.; Chung, S.; Kim, S.; Shin, H.; Lee, J.; Kim, S.; Song, MY. (2006). "Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle". Eur Spine J. Apr;15(4):409-14.
11. Kingma, I.; Faber, GS.; Bakker, A.J.M.; van Diee n J.H. (2006). "Can Low Back Loading During Lifting Be Reduced by Placing One Leg Beside the Object to Be Lifted?" Phys Ther. Aug;86(8):1091-105.
12. Levangie, P.K.; Norkin, C.C. (2001). Joint structure and function. 3d Edition. F. A davis company. PP. 151-153.
13. Mannion, A.F.; Knecht, K.; Balaban, G.; Dvorak, J.; Grob, D. (2004). "A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature". Eur Spine J. Mar; 13(2):122-36. Epub 2003 Dec 6.
14. McConnell, J.; Crosbie, J. (1993). Key Issues in Musculoskeletal Physiotherapy. eds. Oxford: Butterworth Heinemann. pp 172–194.
15. Mika, A.; Unnithan, VB.; Mika, P. (2005). "Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis". Spine. Jan 15; 30(2):241-6.
16. Ng, JK.; Richardson, CA.; Kippers, V.; Parnianpour, M. (1998). "Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain". J Orthop Sports Phys Ther. 27(6): 389-402.
17. Sedlock, D.A.; Egan, M.S. (2001). "Kyphosis in active and sedentary postmenopausal women". Med. Sci. Sport Exerc. 33(5) 688-95.
18. Sinaki, M.; Itoi, E.; Rogers, JW.; Bergstralh, EJ.; Wahner, HW. (1996). "Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen- deficient women". Am J Phys Med Rehabil. Sep-Oct;75(5):370-4.