

## *Relationship between Hyperlordosis and Back Muscles Endurance*

Behrooz Hajiloo<sup>1</sup>,  
Hamed Esmaili<sup>2</sup>,  
Mehrdad Anbarian<sup>3</sup>

<sup>1</sup> MSc Student in Sports Biomechanics, School of Literature and Humanities, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

<sup>2</sup> PhD Student in Sports Biomechanics, School of Literature and Humanities, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

<sup>3</sup> Associate Professor, Department of Physical education and Sport Sciences, School of Literature and Humanities, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

(Received March 2, 2013 ; Accepted June 29, 2013)

### **Abstract**

**Background and purpose:** Impaired function of trunk extensor endurance is known as a risk factor and clinical sign for low-back pain. The aim of this study was to determine the relationship between selected back muscles fatigue index and hyperlordosis.

**Materials and methods:** This case-control study was carried out in 12 males diagnosed with hyperlordosis and 12 with normal lumbar curve. Surface electromyography activity of iliocostalis, longissimus thoracis, multifidus and gluteus maximus muscles were recorded during performing Sorensen test until exhaustion. Independent t-test and Pearson correlation coefficient were used for data analyses ( $P < 0.05$ ).

**Results:** Median frequency slope decreased significantly for iliocostalis lumborum ( $P = 0.022$ ) and multifidus ( $P = 0.004$ ) muscles. Gluteus maximus muscle had a high correlation with endurance time among hyperlordotic group ( $r = 0.87$ ,  $P = 0.005$ ).

**Conclusion:** Lower median frequency in the iliocostalis lumborum muscle in hyperlordosis group resulted in reduction of median frequency in the multifidus muscle. According to our findings, the gluteus maximus and the iliocostalis lumborum muscles were important determinant of endurance time in case and control groups, respectively. Therefore, iliocostalis lumborum and multifidus muscles training program should be considered in individuals with increased lumbar lordosis while Gluteus maximus training is beneficial for subjects with normal lumbar curve.

**Keywords:** Back muscles endurance, median frequency, Sorensen test, electromyography

## ارتباط بین هایپرلور دوسیس با میزان استقامت عضلات کمر

بهروز حاجیلو<sup>۱</sup>  
حامد اسماعیلی<sup>۲</sup>  
مهرداد عنبریان<sup>۳</sup>

## چکیده

**سابقه و هدف:** کاهش استقامت عضلات بازکننده کمر، ریسک فاکتور و نشانه کلینیکی مهمی برای کمر درد محسوب می‌شود. هدف این پژوهش تعیین ارتباط بین شاخص خستگی عضلات ناحیه کمر و هایپرلوردوسیس کمر بود.  
**مواد و روش‌ها:** این مطالعه مورد-شاهدی بر روی ۱۲ نفر مرد با قوس ستون فقرات کمری نرمال و ۱۲ نفر مرد دچار هایپرلوردوسیس کمری انجام شد. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ایلیو کوستالیس لامبروم، لانجیسموس توراسیک، مالتی فیدوس و گلوئتوس ماکزیموس حین انجام آزمون سورنسن ثبت شد. داده‌ها با آزمون‌های آماری تی مستقل و ضریب همبستگی پیرسون تجزیه و تحلیل شدند.

**یافته‌ها:** مقادیر کاهش شیب میانه فرکانس عضله ایلیو کوستالیس لامبروم ( $p=0/022$ ) و مالتی فیدوس ( $p=0/004$ ) در دو گروه اختلاف معنی داری داشت. عضله گلوئتوس ماکزیموس در گروه هایپرلوردوسیس همبستگی بالایی با زمان استقامت داشت ( $r=0/87, p=0/005$ ).

**استنتاج:** به نظر می‌رسد که عضله ایلیو کوستالیس لامبروم در گروه مورد با کاهش بیش‌تر در میانه فرکانس سعی در جبران کاهش میانه فرکانس عضله مالتی فیدوس کرده است. هم‌چنین با توجه به یافته‌های این پژوهش، عضله گلوئتوس ماکزیموس در گروه شاهد و عضله ایلیو کوستالیس لامبروم در گروه مورد تعیین‌کننده زمان استقامت بودند. بنابراین پیشنهاد می‌شود به تمرینات اصلاحی برای عضلات ایلیو کوستالیس لامبروم و مالتی فیدوس در افراد دچار هایپرلوردوسیس و عضله گلوئتوس ماکزیموس در افراد با انحنای فقرات کمری نرمال توجه خاصی مبذول شود.

**واژه‌های کلیدی:** استقامت عضلات کمر، میانه فرکانس، تست سورنسن، الکترومیوگرافی

## مقدمه

اسکلتی رقم بالایی را در بین جمعیت‌ها و سنین مختلف به خود اختصاص داده است (۵-۲). عوامل متعددی در بروز کمردرد مؤثر هستند به طوری که گاهی تشخیص دقیق آن بسیار دشوار است. علی‌رغم این، فاکتورهای چون عوامل فردی، روانی، ساختار آناتومیکی و

کمردرد یکی از شایع‌ترین مشکلات اسکلتی عضلانی جوامع بشری است و تقریباً ۶۰ تا ۸۰ درصد افراد در طول عمر خود حداقل یک بار کمردرد را تجربه می‌کنند (۱، ۲). گزارش‌ها نشان می‌دهد که در ایران نیز مانند سایر جوامع، کمردرد از میان آسیب‌های

E-mail: m\_Anbarian@yahoo.com

**مؤلف مسئول:** مهرداد عنبریان - همدان: دانشگاه بوعلی سینا، گروه تربیت بدنی علوم ورزشی، کد پستی: ۶۵۱۷۸۳۸۶۹۵

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۲. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۳. دانشیار، گروه تربیت بدنی علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۲/۲/۲۱ تاریخ تصویب: ۱۳۹۲/۴/۸

بیومکانیکی در گزارشات محققین بیان گردیده است (۶). از بین این عوامل، نقش اختلالات عضلانی و اسکلتی در کاهش ثبات و عملکرد طبیعی ستون فقرات و یا ازدیاد انحنای فقرات ناحیه کمری در اثر ضعف عضلانی جایگاه ویژه‌ای دارد (۸-۶).

تحقیقات متعددی بر اثرگذاری تحمل عضلانی پایین بر کمردرد اشاره داشته‌اند (۹). استقامت عضلانی به عنوان یکی از عوامل اساسی آمادگی جسمانی است که برای نشان دادن توانایی عملکرد ساختار بدن انسان مورد توجه قرار دارد. کاهش استقامت گروه‌های عضلانی مختلف می‌تواند عملکرد حرکتی و یا راستای قرار گیری بخش‌های مختلف بدن را متأثر سازد (۱۰). در این بین، نقش عضلات تنه در محافظت از ستون فقرات در برابر فشارهای مکانیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است که از سوی محققین زیادی مورد توجه و ارزیابی قرار گرفته است (۱۱-۱۳). در بین این تحقیقات، ارزیابی استقامت ایزومتریکی عضلات تنه و عوامل بیومکانیکی اثرگذار بر میزان فعالیت الکترومیوگرافی و خستگی این گروه عضلانی از اهمیت ویژه‌ای در کارکردهای کلینیکی برخوردار بوده است (۱۴-۱۳). برای مثال، استقامت ایزومتریکی عضلات ناحیه کمر به عنوان یک ریسک فاکتور برای ایجاد درد کمر توجه محققین را به خود جلب کرده است، به طوری که کاهش استقامت اکستنسورهای ناحیه کمری یکی از مهم‌ترین نشانه‌های کلینیکی درد‌های پشت و کمر به شمار می‌رود (۱۴، ۱۹-۱۶). برخی از مطالعات هم بر نقش برهم خوردن تعادل عضلانی و یا ضعف عضلات ناحیه کمر در بروز دردهای پشت و بروز ناهنجاری‌های وضعیتی متمرکز شده‌اند. برای مثال، Youdas و همکاران در سال ۲۰۰۰ گزارش کردند که طول عضلات ناحیه کمر و شکم بر استقامت عضلانی و مقدار انحنای ستون فقرات کمری موثر است (۲۰).

بنا به گزارش Youdas و همکاران، کوتاهی اکستنسورهای ستون فقرات کمری و ضعف عضلات

شکم باعث هایپرلوردوسیس می‌شود. هایپرلوردوسیس کمری، یک ناهنجاری شایع در سطح ساجیتال است که با افزایش انحنای ناحیه کمری تعریف می‌شود و افراد مبتلا به این عارضه مستعد کمردرد و آسیب‌های بافت غیر فعال ناحیه کمری هستند (۲۰).

از بین روش‌های اندازه‌گیری استقامت ایزومتریکی عضلات ناحیه کمر، تست سورنسن به عنوان روش استاندارد طلایی شناخته شده است. انجام این تست آسان است و نیاز به تجهیزات ویژه‌ای ندارد (۲۳، ۲۱-۲۴). از این رو پژوهشگران برای ارزیابی استقامت ایزومتریک عضلات تنه و فاکتورهای بیومکانیکی اثرگذار بر میزان فعالیت الکترومیوگرافی و خستگی این عضلات تحقیقات گسترده‌ای انجام داده‌اند (۱۲، ۱۵، ۲۴). ضعف و کاهش استقامت ایزومتریکی عضلات ناحیه کمر به عنوان یک ریسک فاکتور برای ایجاد درد کمر شناخته شده است (۱۷، ۲۷-۲۵). تحقیقات موجود این حوزه به طور عمده بر روی استقامت عضلات ناحیه کمری و مقایسه بین جنسیت، ورزشکاران و غیر ورزشکاران و رده‌های سنی مختلف متمرکز شده است و بسیار اندک به نقش انحنای فقرات کمری با استقامت عضلانی پرداخته شده است (۱۵، ۲۴، ۲۸).

برای مثال، مینو نژاد و همکاران به بررسی رابطه بین حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی و خستگی عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحنای سینه‌ای و کمری پرداختند. نتایج پژوهش آن‌ها که بر روی ۲۲ مرد غیر ورزشکار انجام شد، نشان داد که ماکزیمم فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین با میزان انحنای سینه‌ای رابطه معنی‌داری ندارد اما رابطه معنی‌داری میان ماکزیمم میزان فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات با میزان انحنای کمری به دست آمد. هم‌چنین این محققین به بررسی شاخص خستگی این عضلات (شیب کاهش فرکانس) و میزان انحنای ستون فقرات پرداختند که رابطه معنی‌داری میان شاخص خستگی ارکتور اسپاین و میزان انحنای سینه‌ای مشاهده

کردند ولی بین شاخص خستگی با میزان انحنای ناحیه کمری رابطه معنی داری مشاهده نکردند (۱۸).

مینونزاد و همکارانش در مطالعه خود، عضله مالتی فیدوس را که در حرکت اکستنشن تنه نقش مؤثری دارد و عضلات مفصل ران به ویژه گلوئوس ماکزیموس را بررسی نکردند. از آنجایی که مطالعه این محققین بر روی افراد فاقد عارضه شناخته شده هایپرلوردوسیس متمرکز شده بود، نقش اثرات بیومکانیکی این ناهنجاری نظیر تغییر بازوی گشتاوری و تغییر در طول عضلات ناحیه کمر و پشت بر شاخص خستگی و زمان استقامت عضلانی در نظر گرفته نشده بود. هایپرلوردوسیس کمری باعث کاهش انعطاف پذیری و کوتاهی عضلات ناحیه کمری شده و با انتقال بار بر روی رویه‌های مفصلی مهره‌های کمری در بروز دردهای کمر و پشت مؤثر است (۱۱، ۱۹). با توجه به نقش قدرت و استقامت عضلات در بروز اختلالات عضلانی-اسکلتی و دردهای کمر و پشت، پرداختن به موضوعات مرتبط می‌تواند در پیشگیری مؤثر واقع گردد. با مراجعه به پیشینه تحقیق و بر اساس اطلاعات محققین، مطالعه‌ای که رابطه هایپرلوردوسیس کمری و شاخص خستگی عضلات ناحیه کمری را بررسی کرده باشد به دست نیامد. از این رو پژوهش حاضر به بررسی ارتباط بین شاخص خستگی عضلات کمر و هایپرلوردوسیس کمر پرداخته است.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه مورد-شاهدی، از بین ۵۰ نفر مرد با هایپرلوردوسیس کمری (افرادی که انحنای کمری بیش از ۴۰ درجه داشته باشند)، ۱۲ نفر به صورت تصادفی به عنوان گروه مورد انتخاب شدند. تعداد ۱۲ نفر با انحنای ستون فقرات کمری نرمال هم به عنوان گروه شاهد به شکلی انتخاب شدند که در متغیرهای سن، قد و وزن با گروه مورد اختلاف معنی‌داری نداشتند و تنها دارای انحنای فقرات کمری کم‌تری بر اساس اندازه‌گیری

نسبت به گروه مورد بودند. حجم نمونه براساس مطالعات انجام شده در گذشته انجام شد (۳۰-۲۸). شرایط ورود به این پژوهش نداشتن هیچ‌گونه سابقه عمل جراحی ستون فقرات، درد ناحیه کمری و مشکلات عصبی، عضلانی، و اسکلتی بود که توسط متخصص طب فیزیکی انجام می‌گرفت (۲۶۸). قبل از انجام آزمون، اهداف و نحوه انجام آزمایشات برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و سپس فرم رضایت نامه را برای شرکت در این مطالعه امضا کردند. میزان انحنای ستون فقرات کمری آزمودنی‌های هر دو گروه با استفاده روش غیر تهاجمی خط‌کش منعطف ۳۰ سانتی‌متری و به شیوه یوداس اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری دو نشانه استخوانی لازم بود که از مهر دوازدهم پستی به عنوان شروع انحنا و از مهره دوم خاجی به عنوان انتهای قوس استفاده شد (۱۱). پس از علامت گذاری نشانه‌های استخوانی، آزمون گر خط‌کش منعطف را به طور دقیق بر قوس کمر منطبق کرده و نقاطی از خط‌کش که در تماس با نشانه‌های استخوانی بود با مازیک علامت گذاری می‌کرد. سپس، خط‌کش به آرامی و با دقت بر روی کاغذ سفید منتقل و قوس شکل گرفته بر روی آن ترسیم می‌شد. در نهایت، با استفاده از فرمول  $\theta = 4 \arctan (2H/L)$  زاویه انحنای کمری محاسبه شد (۱۱). در این فرمول L وتر کمان T12-S2، H خط عمود منصف قوس که بر L عمود می‌شود است. عدد حاصله مبین زاویه  $\theta$  یا زاویه انحنای کمر به درجه است. اندازه‌گیری زاویه توسط یکی از محققین با چند سال تجربه سه بار انجام شد. برای تعیین اعتبار اندازه‌گیری از ضریب همبستگی درون گروهی (Intraclass Correlation Coefficient یا ICC) استفاده شد که عدد حاصله برای اندازه‌گیری انحنای ستون فقرات کمری در این تحقیق برابر با ۰/۹ بود. به منظور اندازه‌گیری استقامت عضلات پشت از آزمون سورنسن استفاده شد. بدین منظور، آزمودنی پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن، به صورت دمر روی تخت دراز می‌کشید به شکلی که تاج خاصره قدامی آزمودنی با لبه میز در یک

۲-۳ سانتی متر فاصله عرضی از خط وسط پشت و گلوئوس ماکزیموس (Gluteus Maximus) حدود ۵۰ درصد خط بین مهرهای خاجی و تروکانتر بزرگ ران نصب شد (۱۲،۱۳). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی متر بود و الکترود زمین روی خار خاصره ای قدیمی فوقانی نصب شد. فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. فرکانس میانه طیف توان سیگنال های خام EMG توسط روش Fast Fourier Transform به وسیله نرم افزار Mega win محاسبه شد و شیب رگرسیون خطی کاهش فرکانس در واحد زمان به عنوان شاخص خستگی هر عضله مورد استفاده قرار گرفت. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده ها توسط آزمون Shapiro-Wilk، برای مقایسه تفاوت بین میانگین های شاخص خستگی عضلات بین دو گروه، از آزمون t مستقل و برای بررسی رابطه میان متغیرها از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. تجزیه و تحلیل های آماری با نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ و در سطح معنی داری  $\alpha=0/05$  انجام شد.

## یافته ها

برخی مشخصات فردی و میزان خستگی پذیری عضلات مورد بررسی برگرفته از آزمون سورنسن در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

در نمودار شماره ۱ شاخص خستگی (مقادیر کاهش شیب فرکانس) عضلات ایلیو کوستالیس لامبروم، لانجیسیموس توراسیک، مالتی فیدوس، گلوئوس ماکزیموس گروه مورد و گروه شاهد نمایش داده شده

جدول شماره ۱: میانگین و انحراف معیار ویژگی های فردی آزمودنی های گروه مورد و شاهد

گروه	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	زاویه قوس کمر (درجه)	زمان استقامت (ثانیه)
مورد	۲۳٫۶ ± ۱٫۷	۱۷۵ ± ۸	۷۱ ± ۶	۴۹ ± ۲	۱۳۶ ± ۴۵
شاهد	۲۳٫۹ ± ۱٫۲	۱۷۸ ± ۳	۷۴ ± ۸	۳۸ ± ۱	۱۱۹ ± ۴۲

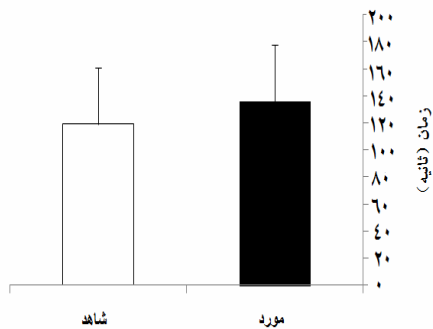
راستا باشد. اندام تحتانی آزمودنی توسط ۳ تسمه از نواحی ساق، زانو و ران بود به تخت بسته می شد تا از جدا شدن آزمودنی از تخت آزمایش جلوگیری شود. بالاتنه آزمودنی بر روی میز که در جلوی او گذاشته شده بود قرار می گرفت تا از خستگی عضلات و ایجاد ناراحتی در آزمودنی قبل از شروع تست جلوگیری کند. سپس برای انجام تست صندلی از جلوی آزمودنی برداشته می شد و آزمودنی تنه خود را پایین می آورد. با فرمان شروع توسط آزمونگر، آزمودنی دست ها را روی سینه به صورت ضربدری قرار داده و تنه خود را بالا می آورد و در سطح افق تا حداکثر زمان ممکن وضعیت را حفظ می کرد. با استناد به تحقیقات پیشین، حالت افقی آزمودنی به وسیله یک شیب سنج دیجیتال<sup>۱</sup> (مدل s60-v5 ساخت کشور چین) که در بین دو کتف در سطح مهره هفتم پشتی قرار داشت تنظیم می شد (۲۳،۸). در صورت انحراف بیش از ده درجه آزمودنی از سطح افقی، فیدبک لازم برای برگشت به حالت افقی به وی داده می شد. اگر آزمودنی قادر به حفظ مجدد حالت افقی نمی شد و یا آزمودنی احساس درد و ناراحتی می کرد، آزمونگر تست را به پایان می رساند (۲۷،۲۶،۱۶). به منظور ثبت فعالیت عضلانی از دستگاه الکترومایوگرافی (EMG) مدل ME6000 ساخت کشور فنلاند استفاده شد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یک بار مصرف Ag-AgCl بودند. بعد از تراشیدن کامل موهای زاید و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل طبی، الکترودها بر روی عضلات سمت راست آزمودنی ها نصب شد. الکترودها مطابق پروتکل اروپایی SENIAM بر روی عضلات ایلیو کوستالیس لامبروم (Iliocostalis Lumborum) در سطح مهره L3 ~ ۵-۶ سانتی متر فاصله عرضی از خط وسط پشت، لانجیسیموس توراسیک (Longissimus Thoracis) در سطح مهره L1 ~ ۳ سانتی متر فاصله عرضی از خط وسط پشت، مالتی فیدوس (Multifidius) در سطح مهره L5،

1. Digital Inclinometer

جدول شماره ۲: ارتباط بین مقادیر شیب کاهش فرکانس و مدت زمان استقامت در گروه‌های مورد و شاهد

عضله		گروه‌ها	
		مورد	شاهد
ضریب همبستگی	اندازه احتمال	ضریب همبستگی	اندازه احتمال
ایلیو کوستالیس لامبروم	۰/۴۶	۰/۲۵۱	۰/۴۶۴
لانجیسموس توراسیک	۰/۶۳۲	۰/۰۹۲	۰/۳۱۳
مالتی فیدوس	۰/۴۸۴	۰/۲۲۳	۰/۳۰۵
گلوئتوس ماکزیموس	۰/۴۵۳	۰/۲۵۹	۰/۰۸۷

همان‌طور که در نمودار شماره ۲ مشاهده می‌شود، زمان مقاومت به خستگی در دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان نداد.

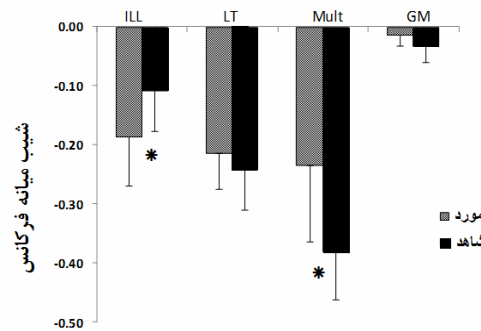


نمودار شماره ۲: مقایسه زمان استقامت تا خستگی بین گروه‌های مورد و شاهد

## بحث

هدف از مطالعه حاضر اثر هایپرلوردوسیس بر میزان شاخص خستگی (شیب میانه فرکانس) عضلات ناحیه کمری بود. با توجه به نتایج، عضله مالتی فیدوس در بین عضلات مورد بررسی کاهش بیش‌تری در شیب فرکانس تا زمان رسیدن به خستگی از خود نشان داد. این نتایج با تحقیق Muller و همکاران و Coorevits و همکاران مطابقت دارد. بنابراین به نظر می‌رسد این نتایج حاکی از اهمیت و نقش این عضله در اکستنشن ستون فقرات ناحیه کمری و مقاومت در برابر گشتاور فلکسوری اعمال شده توسط نیروی جاذبه زمین باشد (۲۵، ۱۳). البته احتمال می‌رود تفاوت در شیب مقادیر میانه فرکانس EMG بین عضلات مختلف مورد مطالعه به عواملی

است. نتایج حاکی از آن است که مقادیر کاهش شیب میانه فرکانس در دو گروه اختلاف معنی‌داری داشت. عضله مالتی فیدوس بیش‌ترین کاهش شیب میانه فرکانس را در هر دو گروه نشان داد و کاهش شیب میانه فرکانس این عضله در گروه مورد به‌طور معنی‌داری از گروه شاهد کم‌تر بود ( $p=0/004$ ) و بالعکس عضله ایلیو کوستالیس لامبروم مورد به‌طور معنی‌داری کاهش شیب میانه فرکانس بیش‌تر نسبت به گروه شاهد داشت ( $p=0/022$ ). شیب میانه فرکانس عضلات لانجیسموس توراسیک و گلوئتوس ماکزیموس در گروه اختلاف معنی‌داری نداشت ( $p>0/05$ )



نمودار شماره ۱: مقایسه شاخص خستگی عضلات بین گروه‌های مواجهه و شاهد. اختصارات: ILL (ایلیو کوستالیس لامبروم)، LT (لانجیسموس توراسیک)، Mult (مالتی فیدوس)، GM (گلوئتوس ماکزیموس)

نتایج همبستگی بین پارامترهای کاهش شیب فرکانس و زمان استقامت در جدول شماره ۲ نمایش داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود تنها عضله گلوئتوس ماکزیموس در گروه شاهد دارای ارتباط بیش‌تری با زمان استقامت داشت ( $r=0/87$ )، ( $p=0/005$ ). این در حالی بود که بین عضلات ایلیو کوستالیس لامبروم، لانجیسموس توراسیک و مالتی فیدوس کم‌ترین همبستگی با زمان استقامت وجود داشت. در گروه مورد، عضله گلوئتوس ماکزیموس کم‌ترین همبستگی را با زمان استقامت داشت ولی در گروه شاهد عضله لانجیسموس توراسیک کم‌ترین همبستگی را با زمان استقامت داشت.

نظیر اختلاف در ویژگی‌های نوع تار عضلانی، سطح فعالیت عضلات در طول زمان آزمون، طول عضله در مدت زمان آزمون و بازوی گشتاور بین عضلات مرتبط باشد (۱۳). کاهش کم‌تر در مقادیر شیب میانه فرکانس در طی آزمون سورنسن نشان می‌دهد که عضلات نسبت بالایی از تار عضلانی نوع I دارند و این دلیل کاهش سطح فعالیت برخی عضلات در طی آزمون است (۱۳). کاهش شیب فرکانس عضلات در گروه شاهد (به استثناء عضله ایلیو کوستالیس لامبروم) بیش‌تر از گروه مورد بود. این تفاوت می‌تواند به دلایل ویژگی‌های آنتروپومتریکی یا تغییر بازوی گشتاوری و تغییر رابطه طول-تنش این عضله در این گروه باشد (۲۰، ۱۹، ۱۳). احتمالاً کاهش بیش‌تر شیب میانه فرکانس عضله ایلیو کوستالیس لامبروم در گروه مورد به دلیل مکانیسم جبرانی برای جبران کاهش کم‌تر شیب میانه فرکانس عضله مالتی فیدوس می‌باشد.

همان‌طور که در مقادیر به‌دست آمده ضریب همبستگی نشان داد، بین زمان استقامت (مدت زمان به‌دست آمده از آزمون سورنسن) و کاهش شیب مقادیر میانه فرکانس ارتباط متوسط و پایینی دارند. در گروه مورد، عضله لانجیسموس توراسیک با ضریب همبستگی ( $r=0/63$ ) تعیین کننده زمان رسیدن به خستگی بود. با توجه به این نتایج، به نظر می‌رسد که این عضله نقش مهمی در زمان خستگی ناحیه کمری داشته باشد. در نتیجه به منظور پیشگیری از بروز دردهای ناحیه کمر و پشت ناشی از ناهنجاری هایپرلوردوسیس یا کاهش تحمل عضلانی در تمرینات باز توانی می‌توان روی بالا بردن تحمل عضله لانجیسموس توراسیک برنامه ریزی کرد (۲۶، ۲۳، ۱۳).

نتایج مطالعه ما نشان داد که عضله گلو تئوس ماکزیموس در گروه با انحنای نرمال ستون فقرات کمری، تعیین کننده زمان خستگی و استقامت در آزمون سورنسن است. با توجه به جدول شماره ۲ ضریب همبستگی بین زمان استقامت و کاهش شیب مقادیر میانه

فرکانس در گروه شاهد نیز همبستگی متوسطی را نشان داد، به استثناء عضله گلو تئوس ماکزیموس که همبستگی بالایی را با زمان استقامت (زمان رسیدن به خستگی) نشان داد ( $r=0/87$ ). البته این نتایج با گزارش Coorevits و همکاران که عضله ایلیو کوستالیس لامبروم ( $r=0/71$ ) را تعیین کننده زمان استقامت شناسایی کردند متفاوت است (۱۳). این امر ممکن است به تفاوت مشخصات آنتروپومتریکی و یا جنسیت آزمودنی‌ها باشد. شاید بتوان اظهار کرد که این عضله نقش تعیین کننده‌ای در زمان استقامت در طی آزمون سورنسن دارد و باید به این عضله برای پیشگیری از درد پایین کمر و خستگی این ناحیه توجه خاصی شود.

با استفاده از اطلاعات نمودار شماره ۲ می‌توان به این نتیجه رسید که زمان استقامت تا خستگی در دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان نداده و هایپرلوردوسیس باعث کاهش استقامت و خستگی عضلات ناحیه کمری نشده است. نتایج مطالعه حاضر با تحقیق مینو نژاد و همکارانش مبنی بر این که انحنای کمری تأثیری بر میزان شاخص خستگی عضلات کمر ندارد هم‌خوانی داشته و آن را تأیید می‌نماید (۱۸). شاید دلیل آن افزایش بازوی گشتاوری عضلات ناحیه کمر در افراد دارای هایپرلوردوسیس کمری باشد که عضلات آن‌ها می‌توانند با واحدهای حرکتی کم‌تری نسبت به افراد با انحنای کمری نرمال فعالیت کرده و زمان مقاومت به خستگی برابر با افراد دارای قوس کمری نرمال داشته باشند، ولی این افزایش بازوی گشتاوری باعث افزایش مقاومت به خستگی نشده است (۱۵، ۱۳). با استناد به نتایج به دست آمده از این تحقیق، پیشنهاد می‌شود افرادی که دارای انحنای ستون فقرات کمری نرمال هستند و از دردهای کمری شکایت دارند و یا از ضعف عضلات ناحیه کمری رنج می‌برند، برای تجویز حرکات اصلاحی و تقویتی به عضله گلو تئوس ماکزیموس توجه خاصی داشته باشند. زیرا این عضله، یکی از عضلات ثابت کننده ستون فقرات ناحیه کمری و حاجی بوده و با

از محدودیت های این پژوهش می توان به پدیده cross-talk اشاره داشت که باعث بروز سیگنال کاذب در فرکانس عضلات مورد مطالعه می شود. همچنین در صورت ثبت میزان لاکتات عضلات مورد مطالعه می توان ویژگی های خستگی موضعی عضلانی را دقیق تر مورد ارزیابی و کنترل قرار داد.

### سپاسگزاری

نویسندگان این مقاله از مسئولین محترم دانشگاه بوعلی سینا و کلیه آزمودنی هایی که در این تحقیق مشارکت نمودند تشکر و قدردانی می کنند.

دردهای ناحیه کمری ارتباط مستقیم دارد و با انقباض خود باعث کاهش بارهای وارده بر ستون فقرات ناحیه کمری و افزایش مقاومت به خستگی می شود (۱۳). همچنین، تغییر در ویژگی های عضلانی بخش کمری افراد دچار هایپرلوردوسیس کمری باعث درگیری متفاوت عضلات مالتی فیدوس و ایلو کوستالیس لامبروم در برابر خستگی شده است. بنابراین تمرینات اصلاحی برای ارتقا استقامت عضلات مالتی فیدوس و ایلو کوستالیس لامبروم (علاوه بر تمرینات قدرتی و انعطاف پذیری) برای جلوگیری از دردهای ناحیه کمری این افراد می تواند مؤثر باشد (۳۱).

### References

1. Mohseni-Bandpei MA, Bagheri-Nesami M, Shayesteh-Azar M. Nonspecific low back pain in 5000 Iranian school-age children. *J Pediatr Orthop* 2007; 27(2): 126-129.
2. Mohseni Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad Shirvani M, Bagheri Nesami M, Khalilian AR. Epidemiological aspects of low back pain in nurses. *J Babol Univ Med Sci* 2005; 7(2): 35-40 (Persian).
3. Mohseni-Bandpei MA, Bagheri-Nesami M, Fakhri M, Ahmad Shirvani M, Khalilian AR. Prevalence and Risk Factors of Low Back Pain in School Children Age 11-14 Years. *J Gorgan Univ Med Sci* 2005; 7(1): 79-83 (Persian).
4. Ghaderi F, Asghari Jafarabadi M, Mohseni-Bandpei MA. Prevalence of Musculoskeletal Pain and Associated Factors with Low Back Pain during Pregnancy. *The Iranian Journal of Obstetrics, Gynecology and Infertility* 2012; 15(41): 9-16 (Persian).
5. Mohseni Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad Shirvani M, Bagheri Nesami M, Khalilian AR. Risk factors for low back pain in nurses. *J Mazand Univ Med Sci* 2006; 15(50): 118-124 (Persian).
6. Amiri M, Mohseni Bandpei MA, Rahmani N. A Comparison of Pelvic Floor Muscle Endurance and Strength Between Patients with Chronic Low Back Pain and Healthy Subjects. *J Mazand Univ Med Sci* 2010; 20(78): 2-10 (Persian).
7. Shayesteh-Azar M, Talebpour F, Alaei AR, Hadinejad A, Sajadi M, Nozari A. Association of low back pain with lumbar lordosis and lumbosacral angle. *J Mazand Univ Med Sci* 2010; 20(75): 9-15 (Persian).
8. Larivière C, Gravel D, Gagnon D, Gardiner P, Bertrand Arsenault A, Gaudreault N. Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: a study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech* 2006; 21(9): 893-904.
9. Mohseni Bandpei MA, Richardson B. The effect of spinal manipulation versus ultrasound on low back pain patients using surface



- electromyography. *J Mazand Uni Med Sci* 2003; 13(39): 1-12 (Persian).
10. Elfving B, Dederig A. Task dependency in back muscle fatigue-Correlations between two test methods. *Clin Biomech* 2007; 22(1): 28-33.
  11. Arshadi R, Rajabi R, Alizadeh H, Vakili J. Correlation between back extensor strength and spine flexibility with degree kyphosis and lordosis. *Olympic* 2009; 17(2): 127-136 (Persian).
  12. Champagne A, Descarreaux M, Lafond D. Comparison between elderly and young males' lumbopelvic extensor muscle endurance assessed during a clinical isometric back extension test. *J Manipulative Physiol Ther* 2009; 32(7): 521-526.
  13. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sorensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18(6): 997-1005.
  14. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006; 73(1): 43-50.
  15. Latimer J, Maher CG, Refshauge K, Colaco IV. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine* 1999; 24(20): 2085-2089.
  16. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System Foundations for Physical Rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. Michigan: Mosby Inc; 2002.
  17. Jorgensen K, Nicolaisen T. Trunk extensor endurance: determination and relation to low-back trouble. *Ergonomics* 1987; 30(2): 259-267
  18. Minoonejad H, Rajabi R, Rahimi A, Samadi H. Investigating the relation of maximum EMG activity and fatigue of erector spinae muscles with thoracic and lumbar curvature. *Olympic* 2009; 17(2): 43-52 (Persian).
  19. Ebrahimi I, Shahhosseini Gh, Farahani H, Arab AM. Clinical trunk muscle endurance tests in subjects with and without low back pain. *MJIRI* 2005; 19(2): 95-101.
  20. Youdas JW, Garrett TR, Egan KS, Therneau TM. Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Phys Ther* 2000; 80(3): 261-275.
  21. Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi A. Relationship between strength of lumbopelvic gridle muscles with lumbar lordosis. *Olympic* 2008; 16(3): 73-82 (Persian).
  22. Tveit P, Daggfeldt K, Hetland S, Thorstenson A. Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine* 1994; 19(2): 199-204.
  23. Simmonds MJ, Olson SL, Jones S, Hussein T, Lee CE, Novy D, et al. Psychometric characteristics and clinical usefulness of physical performance tests in patients with low back pain. *Spine* 1998; 23(22): 2412-2421.
  24. Holmström E, Moritz U, Andersson M. Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scand J Rehabil Med* 1992; 24(1): 3-10.
  25. Muller R, Strässle K, Wirth B. Isometric back muscle endurance: An EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20(5): 845-850.

26. Moffroid M, Reid S, Henry SM, Haugh LD, Ricamato A. Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994; 20(2): 81-87.
27. Youdas JW, Suman VJ, Garrett TR. Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21(1): 13-20.
28. Shojaedin SS, Sadeghi H, BayatTork M. Relationship between the trunk muscles endurance and anthropometric characters with low back pain among athletes with lumbar lordosis. *Journal of Movement Sciences & Sports* 2008; 2(12): 23-34 (Persian).
29. O'Sullivan K, McCarthy R, White A, O'Sullivan L, Dankaerts W. Lumbar posture and trunk muscle activation during a typing task when sitting on a novel dynamic ergonomic chair. *Ergonomics* 2012; 55(12): 1586-1595.
30. Süüden E, Ereline J, Gapeyeva H, Pääsuke M. Low back muscle fatigue during Sorensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr Clin Neurophysioy* 2008; 48(3-4): 185-192.
31. Verna JL, Mayer JM, Mooney V, Pierra EA, Robertson VL, Graves JE. Back extension endurance and strength: the effect of variable-angle roman chair exercise training. *Spine* 2002; 27(16): 1772-1777.