بررسی نسبت میزان فعالیت عضلات شکمی در تمرین ثبات‌دهندهٔ پل‌زدن رو به شکم در افراد با قوس کمری طبیعی و افزایش یافته

تاریخ دریافت: ۸۸/۵/۴
تاریخ تصویب: ۸۸/۱۰/۲۲

❖ **دکتر منصور صاحب‌الزمانی**؛ استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان*
❖❖ **رضا سیامکی قریه صفا**؛ کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان
❖❖❖ **دکتر محمد نعیم احراری**؛ استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان

چکیده: هدف این تحقیق عبارت است از بررسی میزان فعالیت عضلانی نسبی و نسبت‌های میزان فعالیت عضلات شکمی لوکال به گلوبال حین اجرای تمرین ثبات‌دهندهٔ پل‌زدن رو به شکم در دو سطح پایدار و ناپایدار در افراد با قوس کمری طبیعی و افزایش یافته. ۲۵ دانشجوی مرد در دو گروه افراد با قوس کمری طبیعی و افراد با قوس کمری افزایش یافته تقسیم شدند. آزمودنی‌ها باید تمرین ثبات‌دهندهٔ پل‌زدن رو به شکم را در دو سطح تشک و سویس بال (Swiss Ball) انجام می‌دادند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی (SEMG) هم‌زمان با اجرای تکالیف تمرینی مورد نظر از عضلات شکمی شامل راست شکمی (RA)، مایل خارج شکمی (EO)، و مایل داخل شکمی- عرضی شکمی (IO-TA) در طرف راست تنه ثبت شد که در ادامه با حداکثر انقباض ایزومتری ارادی (MVIC) هر عضله جهت هنجارسازی داده‌ها مقایسه گردید. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از روش‌های آماری t استودنت انجام شد. نتایج تحقیق در هر دو گروه نشان داد اجرای این تمرین روی سویس بال در مقایسه با تشک به افزایش معنادار میزان فعالیت این عضلات می‌انجامد ($P<0,05$). همچنین، نسبت‌های میزان فعالیت عضلات شکمی لوکال به گلوبال (IO-TA/RA و IO-TA/EO) در گروه افراد سالم در هر دو سطح در محدودهٔ ۱ قرار داشتند، در حالی که این نسبت‌ها در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته با پیشرفت تمرین از سطح تشک به سویس بال حتی به ۱٫۵ نیز رسیدند. به طور کلی، اجرای تمرین پل زدن رو به شکم با دشوارتر شدن نحوهٔ اجرای آن ممکن است تمرین مفیدی برای بازگرداندن الگوهای انقباضات صحیح عضلات شکمی و به ویژه عضلات لوکال در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته باشد.

واژگان کلیدی: الکترومایوگرافی سطحی، تمرین ثبات‌دهنده، عضلات شکمی، قوس کمری افزایش یافته.

* E.mail:sahebozamani@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

پایهٔ استخوان خاجی نسبت به سطح افق در وضعیت لگنی خنثی زاویه‌ای ۳۰° دارد و زاویهٔ مفصل کمری- خاجی را تشکیل می‌دهد. انحنای ایجاد شده در مهره‌های کمری به منظور جبران این زاویه لوردوز کمری معرفی می‌شود. بنابراین، هر گونه انحنای کمری را که از این زاویه بیشتر باشد هایپرلوردوز مهره‌های کمری یا قوس کمری افزایش یافته گویند (۲۰).

اساساً چهار گروه عضلانی عمده وجود دارند که بر وضعیت لگنی خنثی تأثیر دارند (۲۰). از طرفی، ثبات و حرکت نیز با هماهنگی تمامی عضلاتی که مهره‌های کمری را احاطه می‌کنند تعیین می‌شوند (۲۶،۱۹). با توجه به این مفاهیم، هدف اصلی تمرینات ثبات‌دهنده عبارت است از حفظ ساختارهای مفصلی ستون مهره‌ها از میکروتروماهای مکرر، وقوع مجدد درد، و تغییرات تخریبی (۲۷). نتایج تحقیقات متعدد نشان می‌دهند درمان ثبات‌دهندگی خاص ناحیهٔ کمری شکل درمانی مجزا یا در ترکیب با سایر اشکال تمرینی شدت درد و ناتوانی را در بیماران مبتلا به کمردرد (LBP)[1] کاهش داده است (۲۹،۱۱).

برگ‌مارک (۴) دو سیستم عضلانی در حفظ ثبات ستون مهره‌ها را به شرح زیر معرفی کرد: ۱. سیستم عضلات گلوبال مثل عضلات راست شکمی (RA)[2] و مایل خارج شکمی (EO)[3] که با وجود تأمین ثبات کلی ستون مهره‌ها تأثیر اختصاصی مستقیمی روی سگمان‌های ستون مهره‌ها ندارند؛ ۲. سیستم عضلات لوکال مثل عضلات مایل داخل شکمی (IO)[4]، عرضی شکمی (TA)[5]، و چندسر (MF)[6] که مسئول تأمین ثبات سگمان‌هایند و به طور مستقیم به مهره‌ها اتصال دارند.

مارشال و مورفی (۱۶) حین اجرای تمرینات ثبات‌دهنده بر به حداقل رساندن فعالیت عضلهٔ RA در مقایسه با سایر عضلات ناحیهٔ کمری- لگنی متمرکز شدند. در مقابل، محققان دیگری این طور تصور کردند که هنگام کسب فعالیت موضعی مطلوب، تعامل بین عضلات لوکال و گلوبال ممکن است ضروری باشد (۲۷). در بررسی این عقاید متفاوت، به آنالیز هم عضلات لوکال و هم عضلات گلوبال باید توجه کرد.

در گذشته، نسبت میزان فعالیت عضلات لوکال به گلوبال در تکالیف تمرینی خاص مثل فروکردن شکم[7] و تیلت لگنی[8] تجزیه و تحلیل شده است (۲۲،۷). همچنین، نسبت میزان فعالیت عضلهٔ IO به عضلهٔ RA در افرادی که تمرینات پایداری Core را روی دو سطح تشک و سویس بال اجرا می‌کردند نیز گزارش شده است (۱۶). به منظور تقویت تأثیرگذاری در تمرینات پل زدن و درگیر کردن سازوکارهای ثبات‌دهنده به طور ویژه، سطوح ناپایداری همچون سویس بال توصیه شده‌اند (۱۴،۹). در حقیقت، سویس بال به صورت متغیری اضافی بر تعادل تأثیر می‌گذارد (۲۱).

بنابراین، هدف از انجام این تحقیق عبارت است از بررسی میزان فعالیت نسبی (درصدی از حداکثر انقباض ایزومتری ارادی[9]) و نیز نسبت‌های میزان

1. Low Back Pain
2. Rectus Abdominis
3. External Oblique
4. Internal Oblique
5. Transverse Abdominis
6. Multifidus
7. abdominal hollowing
8. pelvic tilt
9. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)

www.SID.ir

Archive of SID

فعالیت عضلات شکمی لوکال به گلوبال (IO-TA/RA و IO-TA/EO) حین اجرای تمرین ثبات‌دهندهٔ پل‌زدن رو به شکم روی سطوح تشک و سویس بال در دو گروه افراد با قوس کمری طبیعی و افزایش یافته.

روش‌شناسی

روش تحقیق. با توجه به موضوع، روش تحقیق نیمه‌تجربی و با در نظر گرفتن هدف تحقیق، از نوع کاربردی استفاده شده است.

جامعهٔ و نمونهٔ آماری. جامعهٔ آماری این تحقیق را دانشجویان پسر دانشگاه شهید باهنر کرمان تشکیل دادند که در حال گذراندن واحد تربیت بدنی عمومی ۱ بودند. نمونهٔ آماری تحقیق نیز ۲۵ نفر از این جامعهٔ آماری بودند که به صورت غیر تصادفی انتخاب و به دو گروه افراد با قوس کمری طبیعی و افراد با قوس کمری افزایش یافته تقسیم شدند.

نحوهٔ انتخاب و ویژگی آزمودنی‌ها. ابتدا، برگهٔ ثبت سوابق را محقق بین ۲۴۰ نفر از این جامعهٔ آماری توزیع کرد. براساس سؤالات این برگه، آزمودنی‌ها از لحاظ جسمانی و تندرستی در وضعیت طبیعی بودند، هیچ گونه سابقهٔ کمردرد یا جراحی، سابقهٔ فعالیت ورزشی منظم یا حرفه‌ای، سابقهٔ عضویت در تیم‌های ورزشی دانشگاه یا دانشکده‌هایشان، و تجربهٔ استفاده از سویس بال را به صورت وسیلهٔ ورزشی یا تفریحی نداشتند. همچنین، با توجه به تصاویر ترسیم شده در برگهٔ ثبت سوابق، ارزیابی اولیهٔ قوس کمری از تمامی آزمودنی‌ها به روش غربالی و استفاده از صفحهٔ شطرنجی و آزمون نیویورک در حالی که از پهلو مقابل صفحهٔ شطرنجی در وضعیت ایستاده با پای برهنه قرار می‌گرفتند انجام شد. از بین آزمودنی‌ها با توجه به ثبت سوابق، ۱۳ نفر که دارای این ویژگی‌ها بودند و قوس کمری آن‌ها نیز طبیعی بود، به صورت غیر تصادفی گروه افراد با قوس کمری طبیعی انتخاب شدند. همچنین، در میان افرادی که علاوه بر دارا بودن این ویژگی‌ها، قوس کمری در آن‌ها افزایش یافته تشخیص داده شد، از ۲۵ آزمودنی دعوت به عمل آمد تا در بررسی عملکردی یا ساختاری بودن و نیز به منظور تأیید نهایی درجهٔ زاویهٔ پایهٔ استخوان خاجی نسبت به سطح افق، در موعد معینی در مرکز رادیولوژی بیمارستان شفای کرمان حاضر شوند. پس از اندازه‌گیری دقیق این زاویه، روی تصاویری که با اشعهٔ ایکس از این افراد از نماهای جانبی و قدامی ناحیهٔ کمری ستون مهره (از اولین مهرهٔ کمری تا استخوان خاجی) و در حالت ایستاده (در حضور رادیولوژیست) گرفته شد، همچنین با تشخیص پزشک متخصص راجع به عملکردی یا ساختاری بودن قوس، ۱۲ نفر به صورت غیر تصادفی در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته انتخاب شدند که نهایتاً دو ویژگی داشتند: اول، افزایش قوس کمری آن‌ها عملکردی بود؛ و دوم، محدودهٔ زاویهٔ پایهٔ استخوان خاجی نسبت به سطح افق در آن‌ها بین 35° تا 45° بود.

ویژگی‌های سخت‌افزاری جمع‌آوری داده‌های الکترومایوگرافی (EMG). الکترودهای سطحی دوقطبی (چهار الکترود ۱۰۰ AE) از جنس آلیاژ نقره با کلرید نقره با قطر تماسی ۵ میلی‌متر و با فاصله‌های مرکز به مرکز ۱۳ میلی‌متری قطب‌ها از هم، روی پوست در محل‌های مورد نظر، هم‌راستا با فیبرهای عضلانی متصل شدند. الکترودها از طریق کابل‌های هادی به سیستم جمع‌آوری داده‌های

www.SID.ir

Archive of SID

BLUEMYO (EMG ساخت شرکت کیا[1]) مرتبط شدند. فعالیت‌های میوالکتریک عضلات با نرم‌افزار MyoProbe ۲٫۰ (تهیه شده در شرکت کیا) جمع‌آوری شدند. تقویت‌کننده دارای CMRR ۹۶ dB بود. EMG پس از عبور از فیلتر میان‌گذر (۲۰ و ۵۰۰ هرتز) با مبدل آنالوگ به دیجیتال (A/D) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری و در رایانهٔ شخصی (Pentium ۴) ذخیره شد.

آماده‌سازی الکترومایوگرافی و نصب الکترودها. الکترودهای سطحی دستگاه الکترومایوگرافی به منظور ثبت فعالیت عضلات شکمی به محل‌های مورد نظر در طرف راست بدن آزمودنی متصل شدند. لازم به ذکر است با توجه به تحقیقات انجام شده، در نصب الکترودها در طرف راست یا چپ بدن تفاوتی وجود ندارد (۱۷). قبل از اتصال الکترودها، ابتدا پوست باید آماده می‌شد. لذا، در صورت نیاز موهای اضافی روی پوست در محل‌های مورد نظر با استفاده از تیغ یکبار مصرف و خودتراش تراشیده شد. بعد با پنبه و الکل مالش داده شد تا امپدانس آن به حد اقل ممکن برسد (۱۶،۲،۱). محل اتصال الکترودها عبارت بودند از: ۱. عضلهٔ راست شکمی (RA): ۳ سانتی‌متری خارجی فوقانی ناف به موازات محور طولی عضله، ۲. عضلهٔ مایل خارج شکمی (EO): محل تقاطع خطی در امتداد ناف و خطی در امتداد خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (A.S.I.S) تقریباً با زاویهٔ ۴۵° و هم‌راستا با فیبرهای عضله، ۳. عضلهٔ مایل داخلی (IO) - عضلهٔ عرضی شکمی (TA): تقریباً ۲ سانتی‌متری تحتانی و داخلی A.S.I.S (۱۶).

لازم به ذکر است که فیبرهای عضلهٔ IO و عضلهٔ TA در محل عنوان شده با هم مخلوط‌اند، به طوری که نمی‌توان تمایزی بین سیگنال‌های عضلانی آن‌ها در این محل در نظر گرفت (۱۵). همچنین، الکترود مرجع روی بخش فوقانی تاج خاصره‌ای چپ نصب گردید (۱۶).

روش ارزیابی MVIC و هنجارسازی الکترومایوگرافی. آزمودنی باید قبل از اجرای تکالیف تمرینی، دو حرکتی که برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتری ارادی (MVIC) عضلات تعریف شده بودند را به مدت ۴ ثانیه و در ۲ تکرار انجام می‌داد تا از عضلات منتخب ثبت الکترومایوگرافی سطحی صورت گیرد. در انجام هر کدام از حرکات MVIC، از تخت آزمایش برای ثابت‌سازی اندام‌های تحتانی آزمودنی استفاده شد. این دو حرکت عبارت‌اند از:

۱. خم کردن تنه از حالت دراز کشیده به پشت به صورت ایزومتری در مقابل مقاومت غیر قابل حرکت در وضعیتی که کف پاها روی تخت است، زانوها و ران‌ها خم و ثابت، و دست‌ها روی سینه قرار داشتند. هدف از اجرای این حرکت به دست آوردن مقدار بیشینهٔ فعالیت عضلات RA، IO-TA بود (شکل ۱) (۱۲،۱۰).

۲. چرخش دادن تنه از حالت دراز کشیده به پهلو به صورت ایزومتری و در مقابل مقاومت غیر قابل حرکت در وضعیتی که ران‌ها و زانوها خم و ثابت و دست‌ها کنار گوش‌ها قرار داشتند، و تنه طوری که شانه‌ها به سمت بالا باشند چرخش داشت. هدف از اجرای این حرکت کسب مقدار بیشینهٔ فعالیت عضلهٔ EO بود (شکل ۲) (۷).

1. Kardanan Yeganeh Arya

www.SID.ir

Archive of SID

شکل ۱. اجرای MVIC در خم کردن تنه

شکل ۲. اجرای MVIC در چرخش تنه

مقاومت اعمال شده در این حرکات، مقاومت دستی بود که همکار محقق اعمال می‌کرد (۱۳). حرکات MVIC باید اجرا می‌شدند تا مبنایی برای هنجارسازی دامنهٔ سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات پس از اجرای تکالیف تمرینی فراهم شود و بتوان میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات را بین افراد مقایسه کرد (۳۱،۲۴). لذا، تمامی مقادیر میزان فعالیت عضلانی به دست آمده از تکالیف تمرینی، درصدی از مقادیر میزان فعالیت عضلانی به دست آمده از حرکات MVIC محاسبه، و به صورت MVIC% بیان شدند (۱۳). به‌علاوه، نسبت‌های میزان فعالیت عضلات شکمی لوکال به گلوبال (IO-TA/RA و IO-TA/EO) نیز در هر دو تکلیف تمرینی و در هر دو گروه محاسبه شدند.

توصیف تکالیف تمرینی. آزمودنی می‌بایست هر کدام از تکالیف تمرینی را در سه تکرار به مدت ۶ ثانیه به طور ایزومتری اجرا می‌کرد تا در این مدت نیز از عضلات مورد نظر ثبت الکترومایوگرافی سطحی انجام گیرد. تمرین‌های مورد نظر عبارت بودند از:

۱. پل زدن رو به شکم روی تشک: در این تمرین آزمودنی آرنج‌ها را زیر شانه‌ها و ساعدها را موازی با هم روی تشک قرار می‌داد. سپس، در وضعیت رو به شکم فضای خالی را زیر بدنش ایجاد می‌کرد. در این حالت فقط پاها و ساعدهای آزمودنی در تماس با تشک قرار داشتند (شکل ۳).

۲. پل زدن رو به شکم روی سویس بال: این تمرین مشابه با تمرین قبلی انجام می‌شد، با این تفاوت که فقط آزمودنی ساعدهای خود را روی سویس بال قرار می‌داد (شکل ۴) (۱۲).

شکل ۳. پل زدن رو به شکم روی تشک

شکل ٤. پل زدن رو به شکم روی سویس بال

www.SID.ir

Archive of SID

محقق بـرای حفظ وضعیت سـتون فقـرات در حالت خنثی و در حالتی که پاها و تنه در یک سـطح و موازی با هم باشـند، بازخوردهـای کلامی می‌داد (۱۲) تا حدی که آزمودنی لگن خود را طوری حفظ کند که زاویهٔ فلکشن مفصل ران به صفر درجه برسد (۲۸). فاصلهٔ زمانی استراحت بین هر کدام از تکرارها در مرحلهٔ ثبت الکترومایوگرافی سطحی در حرکات MVIC، ۲ دقیقـه و در تکالیف تمرینی ۱ دقیقه در نظر گرفته شد، در حالی که بین هر حرکت MVIC با حرکت بعدی، همچنین هر تکلیف تمرینی با تکلیف تمرینی بعدی ۳ دقیقه زمان استراحت منظور شده بود تا از تأثیر خسـتگی روی تغییرات دامنهٔ میوالکتریک عضلات پیشگیری شود (۱۳).

تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی. در تجزیه و تحلیل امواج خـام الکترومایوگرافی دو کد (برنامهٔ رایانـه‌ای) در نرم‌افزار MATLAB ۷٫۰ تعریـف شـد. تمامـی داده‌هـای الکترومایوگرافی سـطحی به دسـت آمـده از حـرکات MVIC و تکالیـف تمرینی بـه روش مشـابهی با اسـتفاده از روش معدل‌گیری قدر مطلق (Absolute Value Averaging) تحـت پنجـرهٔ ۵۰۰ میلی‌ثانیـه‌ای پردازش شـدند. لازم به ذکر است که در این مرحله از هـر ۴ ثانیهٔ ثبت شـده در حـرکات MVIC، ۳ ثانیـهٔ میانی آن و از هر ۶ ثانیه ثبت شـده در تکالیف تمرینی، ۵ ثانیهٔ میانی آن معدل‌گیری شد. بعد از این مرحله، میـزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در هـر ۲ تکرار برای هر کـدام از حرکات MVIC و در هـر ۳ تکرار بـرای هر کـدام از تکالیف تمرینی میانگین‌گیری به صورت mean abs انجام شد. در ادامه، میانگین‌های به دست آمده از تکالیف تمرینی درصدی از میانگین‌های به دسـت آمده از حرکات MVIC برای همسان‌سازی داده‌ها استفاده شد.

روش‌های آماری

یافته‌هـای تحقیق در دو بخـش آمار توصیفی و آمار اسـتنباطی تجزیه و تحلیل شدند. در بخش آمار اسـتنباطی، از روش‌های آزمون t استودنت (مستقل و همبسته) در سـطح معناداری $\alpha=0/05$ استفاده شد. تمـام محاسـبات آماری نیز بـا اسـتفاده از نرم‌افزار SPSS انجام گرفتند.

یافته‌ها

بخـش توصیفی. آمـار توصیفی هـر یک از گروه‌های تحقیق در جدول ۱ و ۲ خلاصه شده‌اند.

جدول ۱. آماره‌های آزمون t در مقایسهٔ میانگین نمرات سن (سال)، قد (متر)، وزن (کیلوگرم)، و BMI در هر دو گروه

گروه / متغیر	افراد با قوس کمری طبیعی		افراد با قوس کمری افزایش یافته		معناداری
	تعداد	انحراف استاندارد ± میانگین	تعداد	انحراف استاندارد ± میانگین	
سن	۱۳	۲۱/۰۰±۱/۵۸	۱۲	۲۰/۴۲±۱/۲۴	۰/۳۱۸
قد	۱۳	۱/۷۳±۰/۰۷	۱۲	۱/۷۴±۰/۰۴	۰/۷۶۴
وزن	۱۳	۶۶/۶۹±۹/۹۰	۱۲	۶۶/۷۶±۶/۰۷	۰/۹۸۱
BMI	۱۳	۲۲/۱۹±۱/۶۸	۱۲	۲۲/۰۲±۱/۴۸	۰/۸۰۲

www.SID.ir

Archive of SID

آماره‌های آزمون t در مورد حرکات MVIC. برای آگاهی از این موضوع که آیا داده‌های الکترومایوگرافی به دست آمده از حرکات MVIC در گروه‌ها تفاوت معناداری داشته‌اند که بتوانند بر روش هنجارسازی داده‌های الکترومایوگرافی تأثیر بگذارند از آزمون t مستقل استفاده شد (جدول ۳).

با توجه به جدول ۳ نمی‌توان گفت میزان فعالیت عضلات تحت بررسی حین اجرای حرکات MVIC در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نسبت به گروه افراد با قوس کمری طبیعی اختلاف معناداری دارد.

بخش استنباطی. جدول ۴ و ۵ میانگین میزان فعالیت عضلانی و انحراف استاندارد تکالیف تمرینی بررسی شده در این تحقیق را در هر کدام از گروه‌ها نشان می‌دهد. با توجه با این جداول تمرین پل زدن رو به شکم روی سویس بال در مقایسه با تشک به افزایش معنادار میزان فعالیت عضلات مورد بررسی در هر دو گروه می‌انجامد.

جدول ۲. آمار توصیفی زاویهٔ مفصل کمری- خاجی در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته (درجه)

زاویهٔ مفصل کمری - خاجی	تعداد	کمترین	بیشترین	میانگین	انحراف استاندارد	میانه
	۱۲	۳۵/۰۰	۴۴/۰۰	۳۸/۴۲	۲/۹۹	۳۸/۰۰

جدول ۳. آماره‌های آزمونt در مقایسهٔ میانگین میزان فعالیت عضلات شکمی (RA، EO و IO-TA) حین اجرای حرکات MVIC در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نسبت به گروه افراد با قوس کمری طبیعی (mV)

گروه / متغیر	افراد با قوس کمری طبیعی		افراد با قوس کمری افزایش یافته		معناداری
	تعداد	انحراف استاندارد ± میانگین	تعداد	انحراف استاندارد ± میانگین	
RA	۱۳	۰/۲۷±۰/۱۵	۱۲	۰/۳۳±۰/۱۰	۰/۲۹
EO	۱۳	۰/۲۲±۰/۱۳	۱۲	۰/۲۷±۰/۱۱	۰/۳۱
IO-TA	۱۳	۰/۲۸±۰/۰۶	۱۲	۰/۳۱±۰/۱۳	۰/۴۴

جدول ٤. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در گروه افراد با قوس کمری طبیعی

	افراد با قوس کمری طبیعی	
	تشک	سویس بال
RA	۳۱/۲۵±۱۶/۶۴	۵۶/۸۲±۲۵/۷۸*
EO	۲۵/۳۷±۱۴/۸۱	۶۵/۱۰±۲۴/۰۴*
IO-TA	۳۱/۹۷±۱۲/۲۱	۴۹/۸۷±۱۷/۵۹*

فعالیت عضلات به عنوان درصدی از MVIC بیان می‌شود. * نشان‌دهندهٔ معنادار بودن تفاوت‌ها از نظر آماری بین دو سطح است ($p<0/05$).

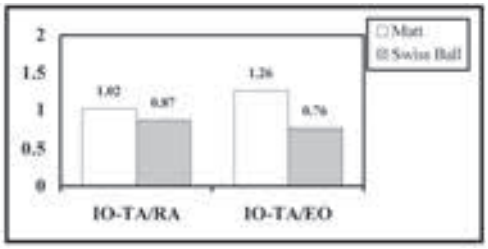
www.SID.ir

Archive of SID

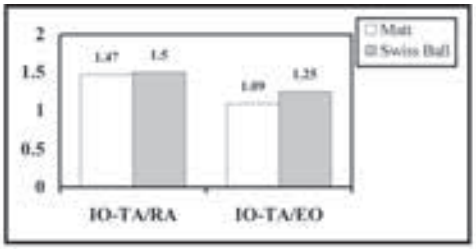
جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته

	افراد با قوس کمری افزایش یافته	
	تشک	سویس بال
RA	۲۶/۶۸±۲۱/۵۸	۴۲/۷۳±۲۰/۲۶*
EO	۳۵/۸۷±۱۶/۲۶	۵۱/۳۷±۲۵/۰۰*
IO-TA	۳۹/۲۶±۲۵/۶۷	۶۴/۴۸±۲۳/۹۱*

فعالیت عضلات درصدی از MVIC بیان می‌شود. * نشان‌دهندهٔ معنادار بودن تفاوت‌ها از نظر آماری بین دو سطح است (p<۰/۰۵).



شکل ۱. نسبت‌های میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی لوکال به گلوبال در گروه افراد با قوس کمری طبیعی



شکل ۲. نسبت‌های میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی لوکال به گلوبال در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته

همچنین، در بررسی نسبت‌های میزان فعالیت عضلات شکمی لوکال به گلوبال، مشاهده می‌شود در گروه افراد با قوس کمری طبیعی این نسبت‌ها در محدودهٔ ۱ قرار دارند (شکل ۱)، در حالی که در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته با پیشرفت تمرین از سطح تشک به سویس بال این نسبت‌ها حتی به ۱/۵ نیز رسیده‌اند (شکل ۲).

بحث

در تجویز برنامه‌های تمرینی، در افراد لازم است تا از میزان فعالیت‌های عضلانی در شرایط طبیعی آگاهی داشته باشیم (۲۸). به‌علاوه، تشریح تفاوت‌های موجود در الگوهای انقباضی عضلاتی که لوکال و گلوبال نامیده می‌شوند با محاسبهٔ نسبت‌های آن‌ها به عوض تعیین صرف سطوح فعالیت‌های نسبی آن‌ها قابل درک‌ترند (۲۲). از طرفی، ثبات مهره‌های ناحیهٔ کمری نه فقط بر پایهٔ شکل ساختمانی آن است، بلکه بر پایهٔ عملکرد صحیح سیستم عصبی- عضلانی احاطه‌کنندهٔ آن نیز هست (۲۳). از این رو، کلویک و همکاران (۵) بر اهمیت کنترل حرکتی در هماهنگی در به‌کارگیری عضلات لوکال و گلوبال حین اجرای فعالیت‌های عملکردی به منظور حفظ ثبات مکانیکی تأکید کرده‌اند.

اخیراً، توجه زیادی به اولویت بازآموزی

www.SID.ir

Archive of SID

عضلات ثبات‌دهندهٔ لوکال ستون مهره‌ها شده است. در بازآموزی این عضلات فعالیت‌های ایزومتری و پیشرفت تدریجی آن‌ها پیشنهاد شده است. عده‌ای بر این باورند وقتی بی‌ثباتی در ستون مهره‌ها وجود دارد، حرکت به طور غیر صحیح اتفاق می‌افتد، الگوی حرکتی و هماهنگی عصبی- عضلانی کاهش می‌یابد، و خطر آسیب در ستون مهره‌ها افزایش می‌یابد (۱۸،۳).

در بین عضلات لوکال، عضلهٔ عرضی شکمی تنها عضله‌ای است که در تمامی الگوهای حرکتی تنه فعال است (۲۱). این عضله همچنین بیشترین ارتباط را با تغییر فشار درون شکمی (IAP)[1] دارد (۶)، زیرا با انقباض خود محیط شکم را کاهش و تنش فاسیای سینه‌ای- کمری را افزایش می‌دهد (۸). بنابراین، تسهیل انقباض هم‌زمان عضلات اطراف مهره‌های کمری- از قبیل مایل‌های شکمی، عرضی شکمی، و چند سر- ممکن است ثبات مهره‌ها را افزایش دهد (۲۵).

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در گروه افراد با قوس کمری طبیعی، از آنجا که تمامی نسبت‌های میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی در حدود ۱ است، بنابراین این عضلات در این گروه در هر دو سطح به روش مشابهی در کنترل موقعیت‌ها و حرکات ستون مهره‌ها سهیم‌اند. این نتایج از این عبارت حمایت می‌کنند که هیچ عضلهٔ مجزایی به نظر نمی‌رسد نسبت به سایر عضلات برای ایجاد وضعیت باثبات در ستون مهره‌ها برتری داشته باشد.

استیون و همکارانش (۲۸) نیز نسبت‌های میزان فعالیت عضلات پشت (ICLL/ICLT و MF/ICLT) را در سه تمرین پل زدن (Ball، Single Bridge و Unilateral Bridge) بررسی کردند و متوجه شدند نسبت‌های آن‌ها در حدود ۱ بودند. با توجه به اینکه تمامی آزمودنی‌های آن‌ها افرادی سالم و از لحاظ فعالیت جسمانی در سطحی متوسط بودند، چنین نتیجه گرفتند که حین اجرای این نوع تمرینات پل زدن، همهٔ عضلات پشت به روال مشابهی در کنترل وضعیت و حرکات ستون مهره‌ها در گروه افراد سالم سهیم‌اند.

با توجه به یافته‌های تحقیق در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته حین اجرای این تمرین، مشاهده شد نسبت‌ها حتی به محدودهٔ ۱/۵ در سطح سویس بال ارتقا پیدا کرده‌اند. لذا، اگرچه نمی‌توان به طور قطع عنوان کرد که عضلات شکمی لوکال (IO-TA) نقش ثبات‌دهندگی بیشتری نسبت به عضلات شکمی گلوبال (RA و EO) در این تمرین و در این گروه از افراد دارند ولی نباید اهمیت این موضوع نادیده گرفته شود.

بنابراین، به نظر می‌رسد تحقیقات بیشتری در این خصوص لازم است تا بتوان نقش برتر عضلات لوکال نسبت به گلوبال را با اطمینان بیشتری بیان کرد. لازم به ذکر است که بیماران مبتلا به کمردرد ممکن است الگوهای به‌کارگیری متفاوتی از عضلات را نشان دهند. برای مثال، فعالیت عضلات بالاتر یا پایین‌تری را به دلیل سازگاری با درد یا اسپاسم ناشی از درد داشته باشند (۳۰). با توجه به این موضوع، داده‌های به دست آمده در این تحقیق ممکن است زیربنایی برای کمک به تعیین برنامه‌های تمرینی خاص باشد.

در پایان باید به این نکته توجه داشت که وضعیت بدنی آزمودنی‌ها در ارتباط با نیروی جاذبه

1. Inter Abdominal Presure

www.SID.ir

Archive of SID

در تکالیف تمرینی مورد بررسی متفاوت است (۱۲). تمرین پل زدن رو به شکم روی سویس بال در وضعیتی عمودی‌تر انجام می‌شود. در این حالت، به دلیل اینکه مرکز ثقل قطعات سر و تنه به محور اکستنشن تنه نزدیک‌ترند (گشتاور تنه کاهش یافته است)، انتظار می‌رود فعالیت عضلانی کمتری در مقایسه با اجرای این تمرین روی تشک مشاهده شود. این در حالی است که میزان فعالیت عضلانی بیشتر به دست آمده ممکن است در تولید ثبات مهره‌ای ثانویه بر اثر ناپایداری سطح تمرینی توجیه‌کننده باشد (نیروی ثقل سعی در افزایش قوس مهره‌های کمری دارد که با فعالیت عضلات مهار می‌شود) (۱۲).

نتیجه‌گیری

یافته‌ها در مورد میزان فعالیت نسبی عضلات شکمی در هر دو گروه نشان می‌دهند تمرین پل زدن رو به شکم با توجه به سیر پیشرفت تمرین از سطح تشک به سویس بال تمرین مفیدی برای تقویت و بازگرداندن الگوهای صحیح انقباضات عضلات شکمی به ویژه در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته است. همچنین، نسبت میزان فعالیت نسبی عضلات لوکال به گلوبال در این گروه تا حدی فراتر از گروه افراد با قوس کمری طبیعی است. از این رو، نقش ثبات‌دهندگی عضلات لوکال را تبیین می‌کند.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

۱. محبی، حمید؛ نورسته، علی‌اصغر؛ فراهانی، همایون، ۱۳۸۸،مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اکستنسور و فلکسور زانو در دو شیوه مختلف حرکت اسکات، فصلنامهٔ المپیک، سال هفدهم، شمارهٔ ۲ (پیاپی ۴۶)، ۱۶-۷.

۲. مینونـژاد، هومن؛ رجبـی، رضا؛ رحیمی، عباس؛ صمدی، هادی، ۱۳۸۸، بررسـی رابطهٔ بین حد اکثر فعالیـت الکترومایوگرافی و خستگی عضلات ارکتوراسپاین با میزان انحنای سینه‌ای و کمری، فصلنامهٔ المپیک، سال هفدهم، شمارهٔ ۲ (پیاپی ۴۶)، ۵۱-۴۳.

3. **Asghari, A.; Nicholas, M.K. (2001). "Pain self-efficacy beliefs and pain behaviour, A prospective study", Pain. 94(1): 85-100.**
4. **Bergmark, A. (1989). "Sability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering", Orthop Scand Supple. 230(60): 20.**
5. **Cholewicki, J.; Panjabi, M.M.; Khachatryan, A. (1997). "Stabilizing function of trunk flexor extensor muscles around a neutral spine posture", Spine, 22(19): 2207-2212.**
6. **Cresswell, A.G.; Grundstrom, H.; Thorstensson, A. (1992). "Observations on intra abdonimal pressure and patterns of abdominal intra muscular activity in man", Acta Physiologica Scandinavica, 144: 409-418.**
7. **Drysdal, C.; Jennifer, E. (2004). "Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises", Journal of Athletic Training, 39(1): 32-36.**
8. **Hodges, P.W. (1999). "Is there a role for transverses abdominis in lumbo-pelvic stability?" Manual Therapy, 4(2): 74-86.**
9. **Janda V. (1996). Evaluation of muscular imbalance, In Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual Edited by: Liebenson C. Williams & Wilkins, Baltimore, MD. 97-112.**
10. **Juker, D.; McGill, S.; Kropf, P.; Steffen, T. (1998). "Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks", Med Sci Sports Exerc. 30: 301–310.**
11. **Koumantakis, G.A.; Watson, P.J.; Oldham, J.A. (2005). "Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain". Phys Ther. 85(3): 209-225.**
12. **Lehman, G.; Hoda, W.; Oliver, S. (2005). "Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss Ball", Chiropractic & Osteopathy, 13: 552-563.**
13. **Lehman, G.; McMillan, B.; McIntyre, I. (2006). "Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss Ball", Dynamic Medicine, 5:7: 1-7.**
14. **Liebenson, C. (2002). "Functional training, Part 1: new advances", J Bodywork Movement Ther. 6: 248-254.**
15. **Marshall, P.W.; Murphy, B.A. (2003). "The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement", J Electromyogr Kinesiol, 13: 477-89.**
16. **Marshall, P.W.; Murphy, B.A. (2005). "Core stability exercises on and off a swiss ball", Arch Phys Med Rehabil, 86(2): 242-249.**
17. **Marshall, P.W.; Murphy, B.A. (2006). "Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss Ball bench press", Journal of Strength and Conditioning Research, 20: 745-50.**
18. **McCraken, L.M.; Turk, D.C. (2002). "Behavioral and cognitive-behavioral treatment for chronic pain: outcome, predictors of outcome and treatment process", Spine, 27(22): 2564-73.**
19. **McGill, S.M. (2002). Low back disorders: evidence based prevention and rehabilitation. Human Kinetics**

www.SID.ir

Archive of SID

Publishers, Champaign, III.

20. **Muscolino, J.; Cipriani, S. (2004). "Pilates and the "Powerhouse" – I", Journal of Bodywork and Movement Therapies, 8:15-24.**
21. **Norris, C.M. (2000). Back Stability, Human Kinetics.**
22. **O'Sullivan, P.B.; Twomey, L.; Allison, G.T. (1998). "Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention", J Orthop Sports Phys Ther, 27(2): 114-124.**
23. **Panjabi, M.M. (1992). "The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement", J Spinal Disord, 5 (4): 383-389.**
24. **Plamondon, A.; Serresse, O.; Boyd, K.; Ladouceur, D.; Desjardins, P. (2002). "Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals", Scand J Med Sci Sports, 12(2): 81-89.**
25. **Richardson, C.A.; Toppenburg, R.; Jull, G. (1990). "An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilization for the lumbar spine", Australian Journal Of Physiotherapy. 36: 6-11.**
26. **Richardson, C.A.; Jull, G.A. (1995). "Muscle control – pain control. What exercises would you prescribe?" Man Ther. 1:2-10.**
27. **Richardson, C.A.; Jull, G.A.; Hodges, P. (1999). "Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain", Scientific basis and clinical approach, Churchil Livingstone, Harcourt Brace and Company Limited, London.**
28. **Stevens, V.; Bouche, K.; Mahieu, N.; Coorevits, P. (2006). "Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises", BMC Musculoskeletal Disorders, 7: 75: 1-8.**
29. **Sung, P.S. (2003). "Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises", Arch Phys Med Rehabil, 84(9): 1313-1318.**
30. **Van Dieën, J.H.; Selen, L.P.J.; Cholewicki, J. (2003). "Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature", J Electromyogr Kinesiol, 13: 333-351.**
31. **Vezina, M.J.; Hubley-Kozey, C.L. (2000). "Muscle activation in therapeutic exercises to improve trunk stability", Arch Phys Med Rehabil, 81(10): 1370-9.**

www.SID.ir