پژوهش در علوم ورزشی شماره ۲۴، پاییز ۱۳۸۸، صص ۱۲۰- ۱۰۳

بررسی میزان فعالیت عضلات کمری – لگنی مؤثر در پایداری Core در دو سطح پایدار و ناپایدار در افراد با قوس کمری افزایش یافته

دکتر منصور صاحب‌الزمانی[۱]، دکتر محمد نعیم احراری [۲]، رضا سیامکی قریه صفا [۳]

۱. استادیار دانشگاه شهید باهنر کرمان
۲. استادیار دانشگاه علوم پزشکی کرمان
۳. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنر کرمان

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱/۱۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۷/۱۲

چکیده

هدف این مقاله بررسی میزان فعالیت عضلات کمری – لگنی مؤثر در پایداری Core در دو سطح پایدار و ناپایدار در افراد با قوس کمری افزایش یافته است. تعداد ۲۵ دانشجوی مرد داوطلب در دو گروه افراد سالم (۱۳نفر با میانگین سن ۱/۵۸±۲۱ سال، میانگین قد ۰/۰۷±۱/۷۳ متر، میانگین وزن ۹/۹۰±۶۶/۶۹ کیلوگرم و میانگین BMI ۱/۶۸±۲۲/۱۹) و افراد با قوس کمری افزایش یافته (۱۲ نفر با میانگین سن ۱/۲۴±۲۰/۴۲ سال، میانگین قد ۰/۰۴±۱/۷۴ متر، میانگین وزن ۶/۰۷±۶۶/۷۶ کیلوگرم، میانگین BMI ۱/۴۸±۲۲/۰۲ و میانگین زاویهٔ مفصل کمری - خاجی °۲/۹۹±°۳۸/۴۲ تعیین شده توسط تصاویر رادیوگرافی) تقسیم شدند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی (SEMG) عضلات مؤثر در پایداری Core شامل راست شکمی (RA)، مایل خارج شکمی (EO)، مایل داخل شکمی/عرضی شکمی (IO/TA) و راست کنندهٔ مهره‌های ناحیهٔ کمری (ES) در طرف راست تنه، زمانی که آزمودنی‌ها دو تمرین پل زدن تنه را در دو سطح تشک و توپ سویسی انجام می دادند ثبت شد و در ادامه با حد اکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) هر عضله جهت هنجارسازی داده‌ها مقایسه گردید. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از روش‌های آماری t در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.
اجرای تمرین پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی منجر به افزایش معنی‌دار میزان فعالیت عضلات RA، EO و IO/TA در هر دو گروه شد (P<۰/۰۵) افزایش معنی‌داری نیز در میزان فعالیت عضلات RA، EO و ES حین اجرای تمرین پل زدن به پشت روی توپ سویسی فقط در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته مشاهده شد (P<۰/۰۵). اجرای تمرین پل زدن رو به

شکم روی توپ سویسی ممکن است تمرین مفیدی برای بازگرداندن الگوهای انقباضات صحیح عضلات شکمی عمقی و سطحی در ناحیهٔ Core، به ویژه در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته باشد. اجرای تمرین پل زدن به پشت برای افراد با قوس کمری افزایش یافته از آنجایی که میزان فعالیت عضلات ES را در سطح بالایی قرار می‌دهد، توصیه نمی‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: **الکترومایوگرافی سطحی، عضلات کمری-لگنی، پایداری Core، توپ سویسی، قوس کمری افزایش یافته.**

مقدمه

پایهٔ استخوان خاجی نسبت به سطح افق در وضعیت لگنی خنثی دارای زاویه‌ای ۳۰ درجه است و زاویهٔ مفصل کمری – خاجی[60] را تشکیل می‌دهد. انحنای ایجاد شده در مهره‌های کمری جهت جبران این زاویه به عنوان لوردوز کمری معرفی می‌شود. بنابر این هر گونه انحنای کمری که از این زاویه بیشتر باشد، به عنوان‌هایپرلوردوز مهره‌های کمری[61] یا قوس کمری افزایش یافته، شناخته می‌شود (۱).

نوریز[62] معتقد است اگر تعادل نسبی بین عضلات ناحیهٔ کمری - لگنی از بین برود در آن صورت بر اثر چرخش قدامی‌لگن، فلکشن مهره‌های ناحیهٔ کمری کاهش، و قوس کمر افزایش می یابد (۲). در این میان، توانایی مجموعه کمری – لگنی که تا چه اندازه قادر است در برابر این بی‌تعادلی نسبی بین عضلات مقاومت کند و متعادل باقی بماند، در حیطهٔ مفهوم «پایداری Core» قرار می‌گیرد (۳). در حقیقت Core محدوده ای است که از کف لگن تا قفسهٔ سینه امتداد دارد و مرکزی است که توان و قدرت بدن از آن نشأت می گیرد (۱). عضلات Core شامل عضلات شکمی، عضلات راست کنندهٔ ستون مهره‌ها و سرینی‌ها، عضلهٔ دیافراگم و عضلات کف لگن می‌باشند. ضعف یا نبود هماهنگی کافی در ساختار عضلانی Core می‌تواند منجر به کاهش اثرگذاری الگوهای حرکتی صحیح، بروز الگوهای حرکتی جبرانی، استرین‌ها، استفاده بیش از حد و نهایتاً آسیب شود (۴). اخیراً روش‌های تمرینی زیادی روی «پایداری Core» متمرکز شده اند. تمرکز این برنامه‌های تمرینی در حیطهٔ کسب ثبات ستون مهره‌ها از طریق به‌کارگیری مؤثر عضلات تنه است (۵).

---

1. Lumbo-Sacral Joint Angle
61. HyperLordosis of the Lumbar Spine
3. Norris

در میان تمرینات ثبات دهنده، تمرینات پل زدن تنه از آنجایی که روی بازآموزی الگوهای هماهنگ انقباض عضلانی تأکید دارند، به عنوان تمرینات درمانی جهت ثبات ناحیهٔ کمری – لگنی استفاده می شوند (۶). بنابراین، از یک منظر آشنایی با میزان فعالیت عضلات تنه حین اجرای تمرینات ثبات دهنده، در تجویز و طراحی برنامه‌های تمرینی پیش‌رونده مهم است (۷). از منظری دیگر، ناپایداری سطح تمرینی متغیری جدید در تمرینات توانبخشی و تقویتی معمول با هدف افزایش دشواری تمرین، افزایش میزان فعالیت عضلانی و بهبود گیرنده‌های حسی - عمقی مفصل مطرح شده است (۸). توپ سویسی یکی از این سطوح تمرینی ناپایدار است که در یک دههٔ اخیر به عنوان یک وسیله تمرینی تکمیل‌کننده (نه جایگزین) توسط مددیاران ورزشی[۶۳] و سایر متخصصان طب ورزشی مورد استفاده قرار گرفته است (۱۰،۹). مهم‌ترین مزیت و کارآیی تمرینات توپ سویسی در ناحیهٔ کمری- لگنی می‌باشد (۱۳، ۱۲ و ۱۱).

این تحقیق با این فرض که اجرای تکالیف تمرینی پل زدن روی توپ سویسی، سطوح بالاتری از فعالیت عضلانی را در مقایسه با اجرا روی تشک در افراد با قوس کمری افزایش یافته به همراه دارد. بنابر این هدف تحقیق حاضر، بررسی میزان فعالیت عضلات کمری – لگنی مؤثر در پایداری Core در دو سطح تشک و توپ سویسی علاوه بر افراد سالم در افراد با قوس کمری افزایش یافته انجام شد .

روش‌شناسی پژوهش

روش تحقیق: با توجه به موضوع پژوهش، روش تحقیق نیمه تجربی و با در نظر گرفتن هدف، از نوع کاربردی بوده است.

جامعه و نمونهٔ آماری: جامعهٔ آماری این تحقیق را دانشجویان پسر دانشگاه شهید باهنر کرمان، که در حال گذراندن واحد تربیت بدنی عمومی۱ بودند، تشکیل دادند نمونهٔ آماری تحقیق نیز تعداد ۲۵ نفر از جامعهٔ آماری مذکور بودند که به صورت غیر تصادفی انتخاب و به دو گروه افراد سالم و افراد با قوس کمری افزایش یافته تقسیم شدند.

نحوهٔ انتخاب و ویژگی‌های آزمودنی‌ها: به منظور انتخاب آزمودنی‌ها، ابتدا فرم ثبت سوابق تنظیم شده توسط محقق بین تعداد ۲۴۰ نفر از جامعهٔ آماری فوق توزیع شد. براساس سؤالات مندرج در این فرم، آزمودنی‌هایی مورد نظر بودند که از لحاظ جسمانی و تندرستی در وضعیت طبیعی قرار داشتند و هیچ گونه سابقهٔ کمردرد یا جراحی، سوابق فعالیت ورزشی منظم یا حرفه‌ای،

63. Athletic Trainer

عضویت در تیم‌های ورزشی دانشگاه یا دانشکده‌هایشان و نیز تجربهٔ استفاده از توپ سویسی به عنوان یک وسیلهٔ ورزشی یا تفریحی را نیز نداشتند. همچنین با توجه به تصاویر ترسیم شده در فرم ثبت سوابق، ارزیابی اولیهٔ قوس کمری از تمامی‌آزمودنی‌ها 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 آزمودنی‌هایی که ثبت سوابق آنها به دست آمده بود، تعداد ۱۳ نفر که دارای ویژگی‌های فوق بودند و قوس کمری آنان نیز طبیعی بود، به صورت غیر تصادفی به عنوان گروه افراد سالم انتخاب شدند. همچنین در میان افرادی که علاوه بر دارا بودن ویژگی‌های مذکور، قوس کمری در آنها افزایش یافته تشخیص داده شده بود، از تعداد ۲۵ آزمودنی دعوت به عمل آمد تا جهت بررسی عملکردی یا ساختاری بودن و نیز جهت تأیید نهایی درجهٔ زاویه پایهٔ استخوان خاجی نسبت به سطح افق، در موعد معینی در مرکز رادیولوژی بیمارستان شفای کرمان حاضر شوند. پس از اندازه گیری دقیق زاویهٔ مذکور روی تصاویر X-ray تهیه شده از این افراد از نماهای جانبی و قدامی ناحیهٔ کمری ستون مهره‌ای (از اولین مهره کمری تا استخوان خاجی) و در حالت ایستاده (در حضور رادیولوژیست)، همچنین با تشخیص پزشک متخصص راجع به عملکردی یا ساختاری بودن قوس، ۱۲ نفر از آنها به صورت غیر تصادفی به عنوان 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 ۳۵ تا ۴۵ درجه بود.

ویژگی‌های سخت‌افزاری جمع آوری داده‌های الکترومایوگرافی (EMG): الکترودهای سطحی دو قطبی (چهار الکترود AE100) از جنس آلیاژ نقره با کلرید نقره[۶۴] با قطر تماسی ۵ میلی متر و با فاصله‌های مرکز به مرکز[۶۵] ۱۳ میلی متری قطب‌ها از هم، روی پوست در محل‌های مورد نظر، هم راستا با فیبرهای عضلانی متصل شدند. الکترودها از طریق کابل‌های هادی به سیستم جمع آوری داده‌های EMG (BLUEMYO ساخت شرکت کیا (KYA)[۶۶] مرتبط می‌شدند. فعالیت‌های میوالکتریک عضلات توسط نرم افزار MyoProbe 2.0 (تهیه شده توسط شرکت کیا) جمع آوری شدند. تقویت کننده دارای CMRR ۹۶ dB بود. EMG پس از عبور از فیلتر میان گذر (۲۰ و ۵۰۰ هرتز) توسط مبدل آنالوگ به دیجیتال (A/D) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری و در کامپیوتر شخصی (Pentium 4) ذخیره شد.

---

1. Ag – AgCl
2. Center to Center
3. Kardanan Yeganeh Arya

آماده سازی الکترومایوگرافی و نصب الکترودها: الکترودهای سطحی دستگاه الکترومایوگرافی جهت ثبت فعالیت عضلات کمری – لگنی مؤثر در پایداری Core به محل‌های مورد نظر در طرف راست بدن آزمودنی متصل شدند. لازم است ذکر شود که با توجه به تحقیقات انجام شده، در نصب الکترودها در طرف راست یا چپ بدن تفاوتی وجود ندارد (۱۰). 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، و بعد با پنبه و الکل مالش داده می‌شد تا امپدانس آن به حد اقل ممکن برسد (۱۳). محل اتصال الکترودها عبارت بودند از:

۱. عضلهٔ راست شکمی(RA): ۳ سانتی متری 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 خاصره ای قدامی فوقانی (A.S.I.S) تقریباً با زاویهٔ ۴۵ درجه و هم راستا با فیبرهای عضله؛
۳. عضلهٔ مایل داخلی (IO) و عضلهٔ عرضی شکمی (TA): تقریباً ۲ سانتی متری تحتانی و داخلی A.S.I.S؛
۴. عضلهٔ راست‌کنندهٔ مهره‌های ناحیهٔ کمری (ES): در سطح L4 و L5 تقریباً ۳ سانتی‌متر خارج نسبت به زوائد خاری و به موازات محور طولی بدن (۱۳).

شایان ذکر است که فیبرهای عضلهٔ IO و عضلهٔ TA در محل عنوان شده با هم مخلوط هستند به طوری که نمی‌توان تمایزی بین سیگنال‌های عضلانی آنها در این محل در نظر گرفت (۱۴). همچنین الکترود مرجع روی بخش فوقانی تاج خاصره ای چپ نصب گردید (۱۳).

روش ارزیابی MVIC و هنجارسازی الکترومایوگرافی: آزمودنی باید قبل از اجرای تکالیف تمرینی، سه حرکتی که برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک 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 می‌گرفت. برای انجام هر کدام از حرکات MVIC، از تخت آزمایش جهت ثابت سازی (فیکس کردن) اندام‌های تحتانی آزمودنی استفاده شد. این سه حرکت عبارت بودند از:

۱. خم کردن تنه از حالت دراز کشیده به پشت[۶۷] به صورت ایزومتریک در مقابل یک مقاومت غیر قابل حرکت در وضعیتی که کف پاها روی تخت بوده، زانوها و ران‌ها خم و ثابت[۶۸] و

1. Supine position

دست‌ها روی سینه قرار داده شده اند. هدف از اجرای این حرکت، به دست آوردن مقدار بیشینه فعالیت عضلات RA و IO/TA بوده است (۷).

۲. چرخش دادن تنه از حالت دراز کشیده به پهلو[۶۹] به صورت ایزومتریک و در مقابل یک مقاومت غیر قابل حرکت در وضعیتی که ران‌ها و زانوها خم و ثابت و دست‌ها کنار گوش‌ها قرار داده شده اند، و تنه طوری که شانه‌ها به سمت بالا باشند چرخش داده شوند. هدف از اجرای این حرکت کسب مقدار بیشینه فعالیت عضله EO بود (۱۵).

۳. باز کردن تنه از حالت دراز کشیده به شکم[۷۰] به صورت ایزومتریک و در مقابل یک مقاومت غیر قابل حرکت در وضعیتی که پاها ثابت شده اند و دست‌ها پشت بدن قرار گرفته اند. هدف از اجرای این حرکت کسب مقدار بیشینه فعالیت عضلات ES می‌باشد (۱۳).

مقاومت اعمال شده در این حرکات، مقاومت دستی بود که توسط همکار محقق اعمال می‌شد (۸). 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 (۱۶،۱۷). عدم اجرای هنجارسازی داده‌ها منجر به تأثیرگذاری متغیرهایی مثل امپدانس پوست یا مقدار بافت زیر جلدی می‌شود که با عملکرد عضلانی ارتباطی ندارند (۱۸). لذا تمامی‌مقادیر میزان فعالیت عضلانی به دست آمده از تکالیف تمرینی، به عنوان درصدی از مقادیر میزان فعالیت عضلانی به دست آمده از حرکات MVIC محاسبه، و به عنوان MVIC% بیان می‌شوند (۷).

توصیف تکالیف تمرینی: آزمودنی می‌بایست هر کدام از تکالیف تمرینی را روی دو سطح تمرینی و در ۳ تکرار به مدت ۶ ثانیه به طور ایزومتریکی اجرا می‌کرد تا در این مدت نیز از عضلات مورد نظر ثبت الکترومایوگرافی سطحی انجام می‌شد. تمرین‌های مورد نظر عبارت بودند از:

۱. پل زدن رو به شکم روی تشک (شکل شمارهٔ ۱)؛
۲. پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی (شکل شمارهٔ ۲)؛
۳. پل زدن رو به پشت روی تشک (شکل شمارهٔ ۳)؛
۴. پل زدن رو به پشت روی توپ سویسی (شکل شمارهٔ ۴) (۷).

---

68. Crook Lying Position
69. Side position
70. Prone Position

شکل ۱: پل زدن رو به شکم روی تشک

شکل ۲. پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی

شکل ۳: پل زدن رو به پشت روی تشک

شکل ۴. پل زدن رو به پشت روی توپ سویسی

محقق جهت حفظ وضعیت ستون فقرات در حالت خنثی و در حالتی که پاها و تنه در یک سطح و موازی با هم باشند، بازخوردهای کلامی ارائه می‌داد (۷) تا حدی که آزمودنی لگن خود را طوری حفظ کند که زاویهٔ فلکشن مفصل ران به صفر درجه برسد (۶). فاصلهٔ زمانی استراحت بین هر کدام از تکرارها در مرحلهٔ ثبت الکترومایوگرافی سطحی در حرکات MVIC، ۲ دقیقه و در مرحلهٔ ثبت الکترومایوگرافی سطحی از تکالیف تمرینی، ۱ دقیقه در نظر گرفته شده بود، در حالی که بین هر حرکت MVIC با حرکت بعدی و همچنین هر تکلیف تمرینی با تکلیف تمرینی بعدی ۳ دقیقه زمان استراحت منظور شده بود تا از تأثیر خستگی روی تغییرات دامنهٔ میوالکتریک عضلات پیشگیری شود (۸).

تجزیه وتحلیل داده‌های الکترومایوگرافی: برای تجزیه و تحلیل امواج خام الکترومایوگرافی دو کد (برنامهٔ کامپیوتری) در نرم افزار MATLAB 7.0 تعریف شد. تمامی داده‌های الکترومایوگرافی سطحی به دست آمده از حرکات MVIC و تکالیف تمرینی به روش مشابهی با استفاده از تکنیک معدل گیری قدر مطلق (Absolute Value Averaging) تحت پنجره ۵۰۰ میلی ثانیه‌ای پردازش شدند. لازم است ذکر شود که در این مرحله از هر ۴ ثانیهٔ ثبت شده در حرکات MVIC، ۳ ثانیهٔ میانی آن و از هر ۶ ثانیهٔ ثبت شده در تکالیف تمرینی، ۵ ثانیهٔ میانی آن معدل گیری انجام گرفت. بعد از این مرحله، میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در هر ۲ تکرار برای هر کدام از حرکات MVIC و در هر ۳ تکرار برای هر کدام از تکالیف تمرینی میانگین گیری، به صورت mean abs انجام شد.

روش‌های آماری: در این تحقیق یافته‌ها در دو بخش آمار توصیفی و آمار استنباطی تجزیه و تحلیل شدند. در بخش آمار استنباطی، از روش‌های آزمون t (مستقل و همبسته) در سطح معنی داری $\alpha = 0.05$ استفاده شد. تمام محاسبات آماری نیز با استفاده از نرم افزار SPSS انجام گرفتند.

یافته‌های تحقیق

۱. بخش توصیفی یافته‌های تحقیق: در این بخش آمار توصیفی هر یک از گروه‌های تحقیق شامل سن (سال)، قد (متر)، وزن (کیلوگرم) و BMI در جدول شمارهٔ ۱ و آمار توصیفی زاویهٔ مفصل کمری - خاجی در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته در جدول شمارهٔ ۲ خلاصه شده‌اند.

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

گروه / متغیر	سالم		افراد با قوس کمری افزایش یافته		معنی‌داری
	تعداد	میانگین± انحراف استاندارد	تعداد	میانگین± انحراف استاندارد	
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

جدول ۲. آماره‌های توصیفی زاویهٔ مفصل کمری - خاجی در گروه افراد

با قوس کمری افزایش یافته (بر حسب درجه)

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

۲. آماره‌های آزمون t در مورد حرکات MVIC: برای پی بردن به این موضوع که آیا داده‌های الکترومایوگرافی به دست آمده از حرکات MVIC در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نسبت به گروه افراد سالم اختلاف معنی‌داری داشته‌اند که بتوانند روش هنجارسازی داده‌های الکترومایوگرافی را تحت تاثیر قرار دهند، از آزمون t استفاده شد که نتایج آن در جدول شمارهٔ ۳ نشان داده شده است.

با توجه به اطلاعات مشاهده شده در جدول شمارهٔ ۳ نمی‌توان گفت میزان فعالیت عضلات تحت بررسی حین اجرای حرکات MVIC در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نسبت به گروه افراد سالم اختلاف معنی‌داری دارند.

جدول ۳. آماره‌های آزمون t برای مقایسهٔ میانگین نمرات میزان فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES حین اجرای حرکات MVIC در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نسبت به گروه افراد سالم

گروه / متغیر	سالم		افراد با قوس کمری افزایش یافته		معنی داری
	تعداد	میانگین± انحراف استاندارد	تعداد	میانگین± انحراف استاندارد	
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
ES	۱۳	۰/۲۹±۰/۰۷	۱۲	۰/۳۴±۰/۰۷	۰/۱۴

۳. بخش استنباطی یافته‌های تحقیق: جدول شمارهٔ ۴ میانگین میزان فعالیت عضلانی و انحراف استاندارد تکالیف تمرینی بررسی شده در این تحقیق را در گروه افراد سالم نشان می‌دهد. تمرین پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی منجر به افزایش معنی‌دار میزان فعالیت عضلاتRA، EO و IO/TA شد. در تمرین پل زدن به پشت روی توپ سویسی این عضلات

تحت تأثیر معنی دار واقع نشدند. استفاده از توپ سویسی، در میزان فعالیت عضلات ES حین اجرای هر دو تکلیف تمرینی تفاوت معنی‌داری را ایجاد نکرد (نمودارهای شمارهٔ ۱ و ۲). جدول شمارهٔ ۵، میانگین میزان فعالیت عضلانی و انحراف استاندارد تکالیف تمرینی بررسی شده در این تحقیق را در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته نشان می‌دهد.

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت عضلات Core حین اجرای تکالیف تمرینی پل زدن روی سطوح متفاوتدر گروه افراد سالم

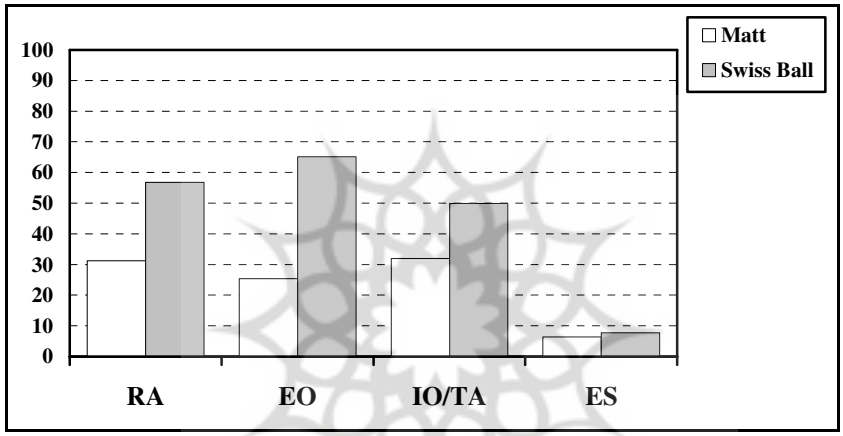
	گروه افراد سالم			
	پل زدن رو به شکم		پل زدن رو به پشت	
	تشک	توپ سویسی	تشک	توپ سویسی
RA	۳۱/۲۵±۱۶/ ۶۴	۵۶/۸۲±۲۵/۷۸*	۷/۱۱±۶/۰۳	۷/۰۲±۴/۹۰
EO	۲۵/۳۷±۱۴/۸۱	۶۵/۱۰±۲۴/۰۴*	۱۲/۷۴±۱۰/۴۱	۱۵/۱۲±۸/۴۰
IO/TA	۳۱/۹۷±۱۲/۲۱	۴۹/۸۷±۱۷/۵۹*	۶/۸۴±۵/۶۹	۷/۰۹±۴/۶۱
ES	۶/۳۵±۴/۸۲	۷/۷۰±۳/۷۸	۴۱/۹۴±۸/۹۶	۴۶/۸۲±۱۲/۰۳

فعالیت عضلات به عنوان درصدی از MVIC بیان می شوند. نشانه "*" به این معنی است که بین اجرای تکالیف تمرینی روی سطوح متفاوت (تشک و توپ سویسی) از نظر آماری تفاوت معنی داری وجود دارد ($P<۰/۰۵$)

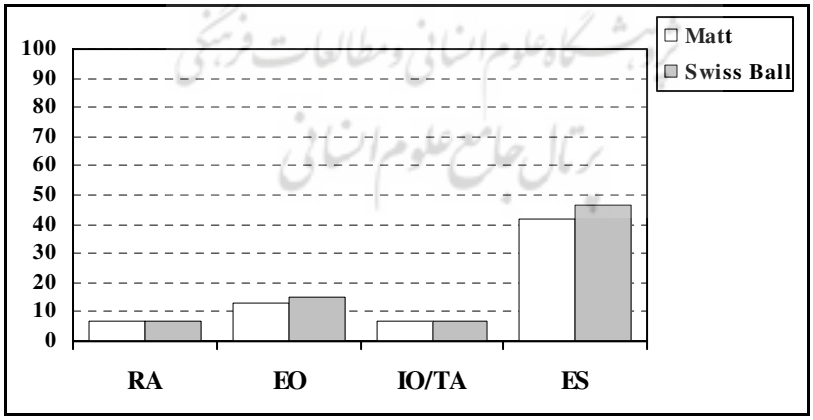
جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت عضلات Core حین اجرای تکالیف تمرینی پل زدن روی سطوح متفاوت در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته

	گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته			
	پل زدن رو به شکم		پل زدن رو به پشت	
	تشک	توپ سویسی	تشک	توپ سویسی
RA	۲۶/۶۸±۲۱/۵۸	۴۲/۷۳±۲۰/۲۶*	۳/۱۰±۲/۱۶	۵/۰۲±۳/۳۶*
EO	۳۵/۸۷±۱۶/۲۶	۵۱/۳۷±۲۵/۰۰*	۵/۵۲±۳/۱۲	۸/۹۳±۴/۲۵*
IO/TA	۳۹/۲۶±۲۵/۶۷	۶۴/۴۸±۲۳/۹۱*	۵/۰۱±۴/۰۰	۷/۳۳±۵/۰۷
EO	۴/۴۷±۳/۷۱	۷/۰۰±۴/۱۴	۳۵/۷۲±۹/۵۲	۴۵/۵۷±۱۵/۴۶*

فعالیت عضلات به عنوان درصدی از MVIC بیان می شوند. نشانه "*" به این معنی است که بین اجرای تکالیف تمرینی روی سطوح متفاوت (تشک و توپ سویسی) از نظر آماری تفاوت معنی داری وجود دارد (P<۰/۰۵)

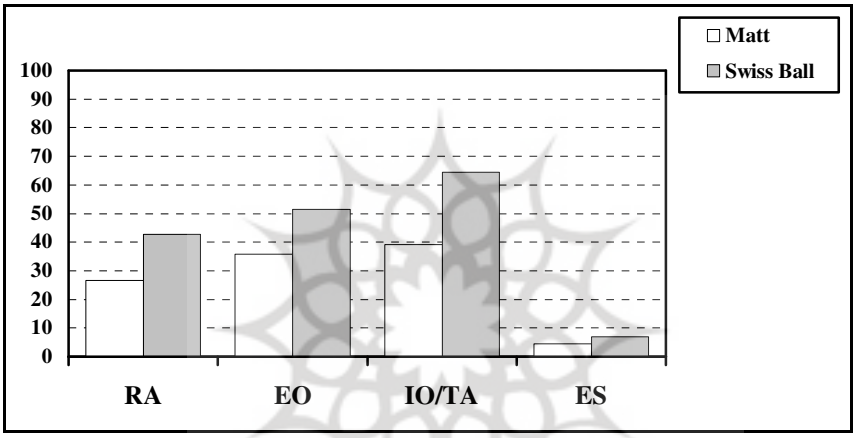


نمودار ۱. مقایسهٔ توزیع میزان فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES برحسب %MVIC حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در افراد سالم

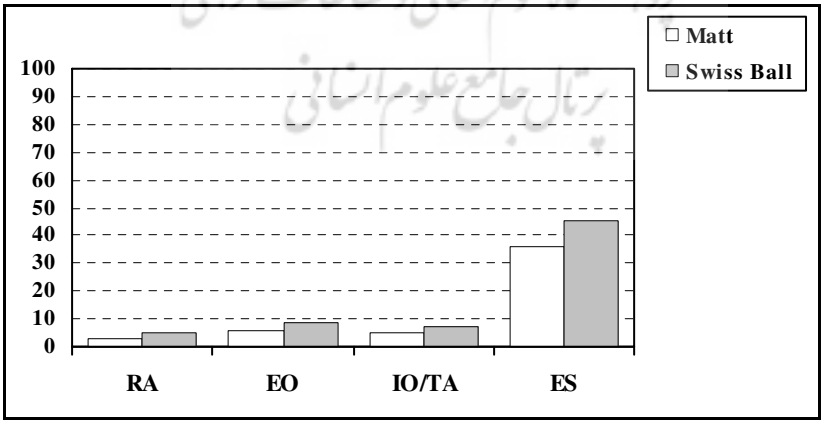


نمودار ۲. مقایسهٔ توزیع میزان فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES برحسب %MVIC حین اجرای تمرین پل زدن به پشت در افراد سالم

در هر دو تمرین پل زدن رو به شکم و پل زدن به پشت روی توپ سویسی، در میزان فعالیت عضلات RA، EO نسبت به سطح تشک افزایش معنی‌داری مشاهده شد. عضلات IO/TA فقط در تمرین پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی تحت تأثیر معنی دار قرار گرفتند. عضلات ES نیز فقط در تمرین پل زدن به پشت روی توپ سویسی در مقایسه با سطح تشک تأثیر معنی‌دار نشان دادند (نمودارهای شمارهٔ ۳ و۴).



نمودار ۳. مقایسهٔ توزیع میزان فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES برحسب %MVIC حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در افراد با قوس کمری افزایش یافته



نمودار ۴. مقایسهٔ توزیع میزان فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES برحسب %MVIC حین اجرای تمرین پل زدن به پشت در افراد با قوس کمری افزایش یافته

بحث و نتیجه‌گیری

ثبات مهره‌های ناحیهٔ کمری نه فقط بر پایهٔ شکل ساختمانی آن قرار دارد، بلکه همچنین بر پایهٔ عملکرد صحیح سیستم عصبی – عضلانی احاطه کننده آن نیز می‌باشد (۱۹). دو سیستم عضلانی در حفظ ثبات ستون مهره‌ها مطرح هستند که عبارت‌اند از: الف- سیستم عضلات سطحی یا گلوبال[۷۱] مثل عضلات راست شکمی(RA) و یا مایل خارج شکمی(EO)، ب- سیستم عضلات عمقی یا لوکال[۷۲]، مثل عضلات مایل داخل شکمی(IO)، عرضی شکمی (TA) و چند سر (MF) (۲۰). اخیراً توجه زیادی به اولویت بازآموزی عضلات ثبات‌دهندهٔ لوکال ستون مهره‌ها شده، برای بازآموزی این عضلات فعالیت‌های ایزومتریک و پیشرفت تدریجی آنها پیشنهاد گردیده است. عده‌ای بر این باورند وقتی که بی‌ثباتی در ستون مهره‌ها وجود دارد، حرکت به طور غیر صحیح اتفاق می‌افتد، الگوی حرکتی و هماهنگی عصبی – عضلانی کاهش، و ریسک آسیب در ستون مهره‌ها افزایش می‌یابد (۲۱،۲۲).

از میان عضلاتی که به صورت عمقی قرار گرفته اند، عضله چند سر مهم‌ترین پایدارکنندهٔ کمر است. وظیفهٔ این عضله، کنترل میزان لوردوز در سطح مهره ای خاص مورد نظر می‌باشد تا به شکل مستقلی در مقابل هر گونه اعمال فشار، عمل متقابل انجام دهند (۲). اما تنها عضله ای که در تمامی الگوهای حرکتی تنه فعال می‌باشد، عضلهٔ عرضی شکمی است (۲۳). این عضله همچنین بیشترین ارتباط را با تغییر فشار درون شکمی (IAP)[۷۳] دارد (۲۳) زیرا فیبرهای آن به صورت افقی آرایش یافته‌اند، در نتیجه انقباض این عضله منجر به کاهش محیط شکم و به دنبال آن افزایش تنش فاسیای سینه ای – کمری و در نهایت افزایش IAP می‌شود، از این رو عضلهٔ عرضی شکمی با این مکانیسم قادر به کنترل حرکات بین واحدی خواهد بود (۲۴). بنابراین تسهیل انقباض هم‌زمان عضلات اطراف مهره‌های کمری از قبیل: مایل‌های شکمی، عرضی شکمی، چند سر و راست کننده مهره‌ها ممکن است ثبات مهره‌ها را افزایش دهد (۲۵).

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق لمان و همکاران، در تمرین پل زدن رو به شکم در افراد سالم در مورد عضلات RA و EO مشابهت داد (۷). یعنی در تحقیق لمان فقط عضلات سطحی هستند که افزایش میزان فعالیت آنها مستند شده است. به نظر می‌رسد که اختلاف این دو تحقیق در عضلات عمقی IO/TA به آزمودنی‌های آنها مربوط باشد، زیرا آزمودنی‌های تحقیق لمان حداقل شش ماه سابقهٔ تمرین با وزنه را داشتند در حالی که آزمودنی‌های تحقیق حاضر،

---

1. Global
2. Local
73. Inter Abdominal Pressure

نسبتاً غیر فعال بودند. بنابر این با توجه به یافته‌های تحقیق، تمرین پل زدن رو به شکم در افراد سالم روی توپ سویسی ممکن است بتواند عضلات شکمی سطحی و عمقی مؤثر در پایداری Core را به خوبی تحت تأثیر قرار دهد.

با توجه به یافته‌های حاضر، در میزان فعالیت عضلات بررسی شده در این پژوهش در تمرین پل زدن به پشت در افراد سالم، روی توپ سویسی نسبت به تشک افزایش معنی‌داری ایجاد نشد. این نتایج با یافته‌های تحقیق لمان و همکاران مشابه است. با توجه به نتایج هر دو تحقیق، در این تمرین یکی از حرکت‌دهنده‌های اصلی یعنی عضلهٔ ES، توسط عامل سطح تحت تأثیر قرار نگرفت، اگرچه سایر حرکت دهنده‌های اصلی از جمله عضلهٔ سرینی بزرگ (GM)[۷۴] مورد بررسی واقع نشدند (۷). استیون[۷۵] و همکاران نیز میزان فعالیت نسبی و نسبت‌های عضلات پشت (ICLL/ICLT و MF/ICLT) را در سه تمرین پل زدن (Single Bridge، Ball Bridge و Unilateral Bridge) مورد بررسی قرار داده و متوجه شده‌اند که میزان فعالیت نسبی این عضلات مشابه و 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، همه عضلات پشت به یک روال مشابه در کنترل وضعیت و حرکات ستون مهره‌ها در گروه افراد سالم سهیم هستند (۶). بنابر این یافته‌های تحقیق حاضر نیز از این فرض که تمرین پل زدن به پشت در افراد سالم روی توپ سویسی بتواند عضلهٔ سطحی ES را تحت تأثیر قرار دهد حمایت نمی‌کنند ولی سطح بالایی از فعالیت را در هر دو سطح برای آن نشان می‌دهند.

در ادامهٔ بررسی نتایج تحقیق مشاهده شد که میزان فعالیت عضلات RA، EO و IO/TA در تمرین پل زدن رو به شکم در افراد با قوس کمری افزایش یافته، به طور معنی‌داری روی توپ سویسی بیشتر از تشک است. در ضمن، میزان فعالیت عضلات ES در دو سطح تغییر معنی‌داری نداشته است. نتایج حاصله نشان می‌دهند که این تمرین ثبات دهنده روی توپ سویسی، به نحو مطلوبی قادر است در جهت جبران بی ثباتی ایجاد شده در ستون مهره‌ها از طریق جبران الگوی حرکتی ناصحیح، افزایش هماهنگی عصبی – عضلانی و به تبع آن، کاهش ریسک آسیب در ستون مهره‌ها تأثیر گذار باشد، زیرا افزایش میزان فعالیت علاوه بر عضلات شکمی سطحی، در عضلات شکمی عمقی نیز به خوبی نشان داده شده است.

تمرین پل زدن به پشت، در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته روی توپ سویسی مناسب

---

74. Gluteus Maximus
75. Stevenes

به نظر نمی‌رسد زیرا طبق گفته نوریز، عضلات ES ناحیهٔ مهره‌های کمری در افراد با قوس کمری افزایش یافته سفت و کوتاه می‌شوند و باعث کاهش فلکشن مهره‌های کمری می‌گردند (۲۶). لذا اجرای این تمرین ممکن است منجر به افزایش سفتی و کوتاهی عضلات شود که این یافته با اصل تمرینات اصلاحی و توانبخشی ناحیهٔ Core در تضاد است.

در ارتباط با نتایج به دست آمده در این تمرین در مورد عضلات RA و EO، استیون و همکاران، در تحقیق خود به بررسی عضلات در تمرین پل زدن به پشت در حالی که ساق پاها به جای کف پاها روی توپ سویسی قرار داشت، پرداختند. نتایج آنها نشان داد که در این تمرین در افراد سالم میزان فعالیت عضله EO به طور معنی داری بیشتر از میزان فعالیت عضله IO است به نحوی که باعث شده نسبت IO به EO (IO/EO) به کمتر از ۱ برسد (۶). مطابق با نتایج تحقیق استیون و همکاران، مک گیل[۷۶] نیز در تحقیق خود اظهار داشت که عضلهٔ EO ممکن است هنگام اجرای تمرین پل زدن به پشت، نقش ثبات دهندگی بیشتری نسبت به سایر عضلات شکمی – علاوه بر عضلات ES- داشته باشد (۲۷). لذا به منظور افزایش ثبات تنه در این تمرین، به نظر می‌رسد سیستم کنترل حرکتی، افزایش فعالیت EO را بیشتر از سایر عضلات شکمی انتخاب می‌کند (۶)، اگر چه تحقیقات اخیر در خصوص بررسی این تمرین پل زدن هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری را در میزان فعالیت عضلات RA وEO هنگام اجرا روی سطح پایدار و ناپایدار نشان نداده اند (۲۸، ۷).

در خاتمه تحقیق باید به چند نکته به شرح زیر توجه داشت:

اول: هیچ تدبیری برای کنترل وضعیت بدنی آزمودنی‌ها در ارتباط با نیروی جاذبه در تکالیف تمرینی متفاوت صورت نگرفت. تشخیص داده می‌شود که وضعیت بدنی در ارتباط با نیروی جاذبهٔ بین تمریناتی که از توپ سویسی استفاده می‌کنند نسبت به تمریناتی که روی تشک اجرا می‌شوند، متفاوت است (۷). به نظر می‌رسد تمرین پل زدن رو به شکم روی توپ سویسی در وضعیت عمودی تری انجام می‌شود. در این حالت به دلیل اینکه مرکز ثقل قطعات سر و تنه به محور اکستنشن تنه نزدیک تر هستند – 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 جهت تولید ثبات مهره ای ثانویه در اثر ناپایداری سطح تمرینی توجیه کننده باشد (نیروی ثقل سعی در افزایش قوس مهره‌های کمری دارد که توسط فعالیت عضلات مهار می‌شود) (۷).

دوم: در این تحقیق بهتر بود علاوه بر ارزیابی میزان فعالیت عضلات تنه در حین اجرای تکالیف

76. McGill

تمرینی متفاوت، نیروهای فشاری[۷۷] و یا قیچی‌دار[۷۸] در ستون مهره‌ها نیز با استفاده از مدل بیومکانیکی[۷۹] اندازه‌گیری می‌شدند (۷).

سوم: تغییرات جزئی در وضعیت (پوسچر) ستون مهره‌ها می‌تواند میزان فعالیت عضلانی را تحت تأثیر قرار دهد؛ لذا نیاز بود تا پوسچر ستون مهره‌ها توسط سیستم ارزیابی کینماتیکی[۸۰] کنترل و کمّی می‌شد. حتی اگر چنانچه پوسچر یکنواختی در ستون مهره‌ها بین تمام آزمودنی‌ها از طریق کنترل‌ها و تشویق‌های کلامی محقق ارائه می‌شد، باز هم ممکن بود حد اقل تفاوت‌هایی در پوسچر ستون مهره‌ها رخ دهد (۷).

با توجه به اهداف برنامه‌های تمرینی اصلاحی و توانبخشی (بازتوانی) پیش‌رونده و امکان استفاده از سطوح تمرینی متفاوت پایدار و ناپایدار از جمله توپ سویسی می‌توان تمرین پل‌زدن رو به شکم را برای تقویت و باز گرداندن الگوهای صحیح انقباضات عضلات شکمی سطحی و عمقی ناحیهٔ Core، به ویژه در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته به‌عنوان تمرین مفیدی در نظر گرفت. تمرین پل زدن به پشت با توجه به اینکه میزان فعالیت عضلات ES را در هر دو سطح تمرینی و در هر دو گروه در سطح بالایی قرار می‌دهد، بنابر این با توجه به اهداف برنامه‌های تمرینی اصلاحی بهتر است در گروه افراد با قوس کمری افزایش یافته مورد استفاده قرار نگیرد، اگرچه استفاده از آن در گروه افراد سالم می‌تواند مزیت‌های ذکر شده فوق را به همراه داشته باشد.

منابع:

1. Muscolino J, Cipriani S. (2004). Pilates and the "Powerhouse" – I. J Bodywork and Mov Therapies. 8:15-24.
2. Norris CM. (2000). Back stability. Champaign, IL: Human Kinetics.
3. Willson J.D. et al. (2005). Core stability and it's relationship to lower extremities function and injury. J Am Acad Orthop Sur. 13(5): 316–25.
4. Fredricson M., Moor T. (2005). Muscular balance, Core stability and Injury prevention for middle and long distance runners. Phys Med Rehabil Clin. 16: 669-689.
5. Patel K. (2006). Stability Ball Training. CPD Training Manual.

---

2. Compressive Load
3. Shear Load
79. Biomechanical Model
80. Kinematic Measurment

6. 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.

7. Lehman G., Hoda W., Oliver S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss Ball. Chiropractic & Osteopathy. 13: 552-563.

8. Lehman G., McMillan B., McIntyre I. (2006). Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss Ball. Dynamic Med. 5:7: 1-7.

9. Hildenbrand K., Noble L. (2004). Abdominal muscle activity while performing trunk-flexion exercises using the Ab Roller, ABslide, FitBall, and conventionally performed trunk curls. J Athletic Train. 39(1):37-43.

10. Marshall P.W., Murphy B.A. (2006). Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss Ball bench press. J Strength and Conditioning Res. 20: 745-50.

11. Richardson C., Jull G., Hodges P. (1999). Therapeutic exercise for spinal stabilization and low back pain. Scientific basis and clinical approach. Edinburg (Scotland): Churchill Livingstone.

12. Vera-Garcia F.J., Grenier S.G., McGill S.M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. Phys Ther. 80(6):564-69.

13. Marshall PW., Murphy BA. (2005). Core stability exercises on and off a Swiss Ball. Arch Phys Med Rehabil. 86: 242-9.

14. 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.

15. Drysdal C., Jennifer E. (2004). Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. J Athletic Train. 39(1):32-36.

16. Danneels L.A., Vanderstraeten G.G., Cambier D.C., Witvrouw E.E., Stevens V.K., De Cuyper H.J. (2001). A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine. 26(6): 114-21.

17. 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.

18. Arokoski J.P., Kankaanp M., Valta T., Juvonen I., Partanen J., Taimela S., Lindgren K.A., Airaksinen O. (1999). Back and hip extensor function during therapeutic exercises. Arch Phys Med Rehabil. 80(7): 842-50.

19. Panjabi M.M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. J Spinal Disorders. 5: 390-97.

20. Bergmark A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. Orthop Scand Supple. 230(60): 20.

21. Asghari A., Nicholas M.K. (2001). Pain self-efficacy beliefs and pain behavior. A prospective study. Pain. 94(1): 85-100.

22. 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.

23. 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.

24. Hodges P.W. (1999). Is there a role for transverses abdominis in lumbo-pelvic stability? Manual Therapy. 4(2): 74-86.

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. Aus J Physiothe. 36: 6-11.

26. Norris C.M. (1993). Abdominal Muscle Training in Sport. Br Jsp Med. 27(1): 19-27.

27. McGill SM. (2002). Low back disorders: evidence based prevention and rehabilitation. Human Kinetics Publishers. Champaign, III.

28. Behm D.G., Leonard A.M., Young W.B., Bonsey A.C., MacKinnon S.N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. J Strength Cond Res. 19(1): 193-201.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی