

عملکرد عضلات شانه هنگام فلکشن بازو با و بدون بار در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن و افراد سالم

چکیده

نادر فرهپور*^۱، مریم کمری^۲،
امیرعلی جعفرنژادگرو^۳،
امیرحسین یزدانی^۴

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد، بروجرد، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۴. متخصص توانبخشی و طب فیزیکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

دریافت: ۱۳۹۴/۴/۲ پذیرش: ۱۳۹۴/۶/۱۳

هدف: آسیب در عضلات و مفصل شانه بسیار شایع است و شناسایی مکانیزم آسیب در طراحی یک برنامه مفید توانبخشی مؤثر است. هدف پژوهش حاضر مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ناحیه کمر بند شانه‌ای بیماران کمردرد مزمن با افراد سالم هنگام اجرای فلکشن بازو با و بدون بار بود.

روش‌ها: تعداد ۱۰ بیمار مبتلا به کمردرد مزمن و ۱۰ نفر از افراد سالم در دامنه سنی ۲۵ تا ۳۵ سال در این مطالعه شرکت نمودند. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی MA-300 با الکترودهای سطحی فعالیت عضلات دلتوئید قدامی و میانی، تحت خاری و فوق خاری در حرکت فلکشن بازو در شرایط با و بدون بار اضافی اندازه‌گیری شد. سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات نسبت به سیگنال یک انقباض ارادی بیشینه همسان‌سازی گردید. با استفاده از دو روش آماری MANOVA و Repeated measure تفاوت‌های بین گروهی و درون‌گروهی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سطح معناداری در تمام مقایسه‌ها $p \leq 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: شدت فعالیت عضلات دلتوئید قدامی و میانی، تحت خاری و فوق خاری هنگام فلکشن بازو در اندام برتر در گروه سالم به ترتیب برابر $26/30 \pm 2/67$ ، $17/01 \pm 2/02$ ، $11/16 \pm 1/67$ ، $12/40 \pm 2/34$ درصدی از انقباض ایزومتریک ارادی بیشینه بودند. این مقادیر برای گروه بیمار برابر $27/90 \pm 3/78$ ، $14/73 \pm 3/14$ ، $16/48 \pm 2/37$ ، $18/19 \pm 3/31$ درصد بود. اختلافی به لحاظ آماری بین دو گروه مشاهده نشد ($p > 0.05$). اثر بار در فعالیت عضلات اندام برتر در هر دو گروه سالم و بیمار منجر به افزایش ۱۳۲ درصد و ۱۳۶ درصد شد. **نتیجه‌گیری:** شدت فعالیت عضلات شانه در دو گروه سالم و بیمار در حرکت فلکشن بازو یکسان بود. به نظر می‌رسد، کمردرد تأثیری بر فعالیت عضلات شانه ندارد. انجام مطالعات بیشتر برای پیدا نمودن ریسک‌فاکتورها توصیه می‌شود.

کلید واژگان: کمردرد، فعالیت الکترومایوگرافی، فلکشن بازو

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
تلفن: ۰۹۱۸۱۱۳۸۱۶
Email: Naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

از افرادی است که هرگز مبتلا به کمردرد نشده‌اند (۲). هرچند علت‌های گوناگونی برای این بیماری پیشنهاد شده است، اما مکانیزم دقیق ابتلا به کمردرد مزمن مشخص نمی‌باشد.

در مقایسه با افراد عادی، بیماران کمردرد دارای دامنه حرکتی کمتری در ستون فقرات هستند (۱). Nelson-Wong بیان نمودند که افرادی که در ایستادن‌های طولانی دچار کمردرد می‌شوند، در مقایسه با افراد فاقد درد، الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را طی حرکت اکستنشن

کمردرد بعد از سرماخوردگی شایع‌ترین بیماری در جهان می‌باشد. ۸۰ درصد از افراد جامعه حداقل یک بار در دوره‌ای از زندگی خود دچار کمردرد می‌شوند. این عارضه هزینه‌های بالایی را بر جامعه تحمیل می‌نماید (۱). افرادی که یک مرتبه دچار کمردرد شده و بهبود پیدا نموده‌اند، امکان ابتلا مجدد آن‌ها به کمردرد ۶ برابر بیشتر

مشاهده نشد. بررسی این موضوع می‌تواند به امر توانبخشی در این بیماران کمک نماید. هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات کمردرد مزمن بر عملکرد عضلات شانه هنگام اجرای فلکشن بازو در سمت برتر و غیربرتر با و بدون بار می‌باشد.

روش شناسی

این تحقیق از نوع نیمه تجربی، توصیفی-آزمایشگاهی است. تعداد ۱۰ نفر از بیماران زن مبتلا به کمردرد مزمن با بیش از ۳ ماه سابقه کمردرد در این مطالعه شرکت نمودند. بیماران مبتلا به کمردرد مزمن توسط پزشک متخصص و از کلینیک‌های سطح شهر همدان معرفی شدند. میزان درد کمر با استفاده از پرسشنامه درد Quebec اندازه‌گیری شد. شرایط پذیرش آزمودنی‌ها در گروه بیماران مبتلا به کمردرد مزمن عبارت بودند از داشتن درد بیش از سه ماه در ناحیه کمر، نامشخص بودن علت درد، نداشتن ناهنجاری‌های ارتوپدیکی از جمله نامتقارن بودن اندام تحتانی، افتادگی شانه، ناهنجاری‌های قوس ستون مهره‌ای. گروه سالم نیز از بین زنان سالم در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها در صورت داشتن سابقه جراحی، هر نوع ناهنجاری اسکلتی و عضلانی، همچون نامتقارن بودن طول اندام تحتانی و یا افتادگی شانه از مطالعه حذف شدند. همچنین آزمودنی‌ها سابقه ورزش منظم نداشتند. پروتکل تحقیق در شورای تحصیلات تکمیلی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد بروجرد تصویب گردید. همه آزمودنی‌ها پس از کسب اطلاع کامل از اهداف و شیوه مطالعه رضایت‌نامه شرکت در مطالعه را امضاء نمودند. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها و میزان درد بیماران در جدول شماره ۱ آورده شده است.

برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دستگاه 300 MA با الکترودهای سطحی دو قطبی و فاصله مرکز تا مرکز ۱۷ میلی‌متر، فرکانس نمونه‌برداری 2500 هرتز، پهنای باندها 1250 هرتز، فیلتر میان‌گذر $10-500$ هرتز و فیلتر ناچ 50 هرتز استفاده شد. عضلات مورد مطالعه شامل دلتوئید میانی، دلتوئید قدامی، فوق‌خاری و تحت‌خاری سمت برتر و غیربرتر بدن بودند. از دست‌ترجیبهی جهت پرتاب توپ و پرسش از فرد برای شناسایی دست برتر استفاده شد. ابتدا آماده‌سازی پوست بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد (۱۲). برای این منظور ابتدا سطح پوست با تیغ‌های یک‌بار

تنه (برگشت از فلکشن) دارا می‌باشند (۳). به این ترتیب که، در افراد دارای درد، ابتدا عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سپس عضله سرینی بزرگ فعال می‌شود، درحالی‌که در گروه سالم، این ترتیب فعالیت برعکس است (۳). پدیده فلکشن/ریلکسیشن (Flexation/relaxation) در بیماران کمردرد مزمن رخ نمی‌دهد، به این ترتیب که در این افراد عضلات راست‌کننده ستون فقرات در فلکشن کامل تنه خاموش نمی‌باشند و دارای تنش هستند (۴). گزارش شده است که طیف فرکانس در عضلات پاراسپینال (در سطح مهره L4 و L5) در بیماران کمردرد بالاتر می‌باشد (۵). تحقیقات پیشین بیان نموده‌اند که در بیماران کمردرد مزمن سطح مقطع عضلات پاراسپینال کوچک‌تر (۶) و میزان هم‌انقباضی بین عضلات فلکسور و اکستنسور تنه نسبت به افراد بدون درد بیشتر می‌باشد (۳).

در این بیماران ویژگی‌های بیومکانیکی ستون فقرات به‌طور وسیعی مورد مطالعه قرار گرفته است (۷-۹)، با وجود این ارتباط دقیق بین کمردرد با عملکرد عضلات، مفاصل و سایر اندام‌ها کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. تغییر کینماتیکی و الگوی فعالیت عضلات ناحیه تنه می‌تواند بر کینماتیک لگن و کمر بند شانه‌ای تأثیرگذار باشد (۱۰). با توجه به اینکه فشار ناشی از حمل بار و یا حرکات اندام فوقانی از طریق کمر بند شانه‌ای به ستون فقرات و کمر منتقل می‌شود؛ می‌توان تصور نمود که بین عملکرد کمر بند شانه با فشار وارد بر ستون فقرات مهره‌ای و کمردرد رابطه وجود دارد. از این رو شناسایی عملکرد مفصل شانه بیماران در مقایسه با افراد سالم می‌تواند در تبیین ارتباط بین عملکرد شانه با بروز کمردرد مؤثر باشد. Sung گزارش نمود که بیماران کمردرد دارای الگوی کینماتیکی متفاوتی در لگن در مقایسه با افراد سالم می‌باشند؛ اما الگوی کینماتیکی مفصل شانه در این بیماران با افراد سالم طی اجرای چرخش تنه تفاوتی را نشان نداد (۱۱). با وجود این، مطالعه‌ای که به بررسی میزان فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای و مقایسه آن با افراد سالم پرداخته باشد،

جدول ۱

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

| ویژگی‌ها | گروه بیمار | گروه سالم |
|----------------|------------------|------------------|
| سن (سال) | $31/5 \pm 3/4$ | $31/7 \pm 4/1$ |
| جرم (کیلوگرم) | $65/4 \pm 6/0$ | $69/1 \pm 7/5$ |
| قد (سانتی‌متر) | $169/1 \pm 12/0$ | $174/5 \pm 17/5$ |
| میزان درد کمر | $40/4 \pm 10/5$ | ۰ |



شکل ۱. موقعیت ابتدایی و انتهایی وظایف حرکتی شامل اجرای فلکشن بازو با (الف) و بدون بار (ب)

وزن بدن و بدون بار انجام دادند. هر کدام از این آزمون‌ها، ۵ بار تکرار شد. بین هر تکرار به آزمودنی‌ها ۱۵ ثانیه استراحت داده شد تا عضلات دچار خستگی نشوند. وظایف حرکتی در شکل ۱ آورده شده است. قبل از شروع تست‌گیری آزمودنی‌ها حدود ۱۰ دقیقه فعالیت گرم کردن عمومی شامل حرکات کششی و نرمش شانه انجام دادند. سپس آزمودنی برای اجرای حرکات در فضای کالیبره شده قرار گرفت تا با هدایت آزمون‌گر و مترنوم (جهت کنترل سرعت حرکات افراد) آزمون‌های مورد نظر را اجرا نماید.

زمان شروع و پایان حرکت توسط نرم‌افزار Vicon Nexus 1.6.1 مشخص و به نرم‌افزار EMG Graphing جهت تحلیل داده‌های الکترومیوگرافی خام (شکل ۲) در این بازه زمانی انتقال داده شد. جهت تحلیل داده‌ها از روش RMS استفاده شد. برای همسان‌سازی سیگنال‌ها ابتدا فعالیت عضلات هنگام حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) ثبت شد و سپس اوج RMS به دست آمده از تست‌ها بر اوج RMS به دست آمده از MVIC تقسیم گردید.

مصرف از مو تمیز شد و سپس با استفاده از الکلیزوپروپیل پوست شسته شد. الکترودها در محل‌های تعیین شده با استفاده از نوارچسب دوطرفه چسبانده شدند. محل نصب الکترودها به شرح زیر بود: برای عضله دلتوئید قدامی، الکترودها به اندازه پهنای یک انگشت پائین‌تر و در ناحیه قدامی زائده آخرمی و در جهت تارهای عضله قرار گرفت؛ برای عضله دلتوئید میانی، الکترودها در راستای خط اتصال‌دهند زائده آخرمی به اپی‌کندیل خارجی بازو و بر روی حجیم‌ترین قسمت عضله قرار گرفت؛ برای عضله فوق‌خاری محل الکترودها به فاصله ۲ سانتی‌متر مستقیماً بالای خار کتف در حفره فوقانی کتف قرار گرفت و برای عضله تحت‌خاری در زیر خار کتف و در راستای تارهای عضله قرار گرفت. همچنین با دستگاه Vicon سری T و با فرکانس ۱۰۰ هرتز تصویر حرکت اندام‌های فوقانی به‌طور هم‌زمان با ثبت الکترومیوگرافی ثبت گردید.

آزمودنی‌ها به‌صورت ایستاده در حالت آناتومیکی قرار داشتند و حرکت فلکشن را با دست برتر و غیربرتر با وزنه‌ای معادل ۱۰ درصد



شکل ۲. نمونه‌ای از سیگنال خام عضله دلتوئید میانی طی اجرای حرکات آبداکشن (در واحد میکرو ولت)

نتایج

فعالیت عضلات اندام برتر طی فلکشن بدون بار در دو گروه سالم و بیمار در جدول شماره ۲ آورده شده است. بر اساس این نتایج اختلاف بین فعالیت عضلات این دو گروه از لحاظ آماری معنی دار نبود ($p > 0.05$). در گروه سالم هنگام فلکشن فعالیت عضله دلتوئید قدامی به ترتیب حدود ۱۳ درصد، ۹ درصد و ۱۱ درصد از فعالیت عضلات دلتوئید میانی، فوق خاری و تحت خاری بود ($p \leq 0.05$). در گروه بیمار نیز فعالیت عضله دلتوئید قدامی به ترتیب حدود ۹ درصد، ۱۴ درصد و ۱۵ درصد از فعالیت عضلات دلتوئید میانی، فوق خاری و تحت خاری بالاتر بود ($p \leq 0.05$). فعالیت عضله تحت خاری و دلتوئید میانی کمتر از عضلات عمل کننده دلتوئید قدامی و خلفی بود. فعالیت عضلات دست غیربرتر طی فلکشن بدون بار در دو گروه سالم و بیمار در جدول ۳ آورده شده است. در دست غیربرتر نیز فعالیت عضلات اختلاف معناداری را بین دو گروه نشان نداد. نمودار ۱ میانگین شدت کل فعالیت عضلات دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی،

شرایط اندازه‌گیری MVIC عضله فوق خاری به این ترتیب بود که فرد ایستاده و دست برتر خود را در صفحه کتف تا زاویه ۹۰ درجه در برابر مقاومت ایزومتریک با حداکثر قدرت بالا آورد (۱۳). جهت اجرای MVIC عضله دلتوئید قدامی، آزمودنی دست راست خود را در صفحه ساجیتال ۴۵ درجه بالا آورد، فرد حرکت فلکشن را در برابر مقاومت اجرا کرد و مقاومت در مچ دست اعمال شد (۱۳). جهت اندازه‌گیری MVIC عضله دلتوئید میانی، آزمودنی دست راست خود را در صفحه فرونتال ۴۵ درجه بالا آورد، فرد حرکت آبداکشن را در برابر مقاومت اجرا کرد و مقاومت در مچ دست اعمال شد (۱۳) و برای عضله فوق خاری همین حرکت طی چرخش خارجی بازو اجرا گردید. ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Shapiri-Wilk مورد بررسی قرار گرفت و همه داده‌ها از توزیع طبیعی برخوردار بودند. داده‌ها با روش‌های آماری MANOVA Repeated measure و تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. سطح معنی داری $p < 0.05$ مورد استفاده قرار گرفت. تجزیه و تحلیل داده‌ها با نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام گردید.

جدول ۲

مقایسه فعالیت عضلات در اندام برتر طی فلکشن بدون بار در دو گروه سالم و بیمار

| عضلات | کمر درد | سالم | سطح معناداری |
|---------------|------------|------------|--------------|
| دلتوئید میانی | ۱۴/۷۳±۳/۱۴ | ۱۷/۰۱±۲/۰۲ | ۰/۵۵۲ |
| دلتوئید قدامی | ۲۷/۹۰±۳/۷۸ | ۲۶/۳۰±۲/۶۷ | ۰/۷۳۸ |
| فوق خاری | ۱۸/۱۹±۳/۳۱ | ۱۲/۴۰±۲/۳۴ | ۰/۱۸۴ |
| تحت خاری | ۱۶/۴۸±۲/۳۷ | ۱۱/۱۶±۱/۶۷ | ۰/۰۹۷ |

جدول ۴

مقایسه فعالیت عضلات در دست برتر طی فلکشن با بار در دو گروه سالم و بیمار

| عضلات | کمر درد | سالم | سطح معناداری |
|---------------|------------|------------|--------------|
| دلتوئید میانی | ۴۲/۸۹±۹/۴۰ | ۵۶/۲۱±۶/۶۵ | ۰/۲۷۵ |
| دلتوئید قدامی | ۶۲/۲۸±۸/۰۶ | ۵۷/۴۰±۵/۷۰ | ۰/۶۳۳ |
| فوق خاری | ۵۷/۶۵±۸/۱۷ | ۴۷/۰۵±۵/۷۷ | ۰/۳۱۵ |
| تحت خاری | ۴۴/۴۲±۷/۳۴ | ۳۸/۹۸±۵/۱۹ | ۰/۵۵۹ |

جدول ۳

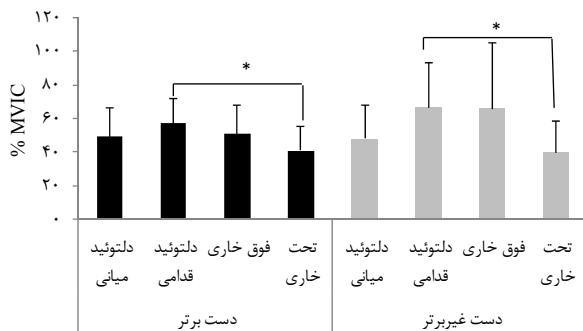
مقایسه فعالیت عضلات در دست غیربرتر طی فلکشن بدون بار در دو گروه سالم و بیمار

| عضلات | کمر درد | سالم | سطح معناداری |
|---------------|------------|------------|--------------|
| دلتوئید میانی | ۱۸/۶۷±۳/۰۷ | ۱۶/۲۶±۲/۱۷ | ۰/۵۳۷ |
| دلتوئید قدامی | ۲۶/۷۰±۵/۲۳ | ۲۴/۸۳±۳/۷۰ | ۰/۷۷۷ |
| فوق خاری | ۲۱/۴۵±۴/۴۰ | ۱۴/۸۵±۳/۱۱ | ۰/۲۴۹ |
| تحت خاری | ۱۳/۵۸±۳/۵۴ | ۱۰/۴۴±۱/۷۹ | ۰/۳۳۷ |

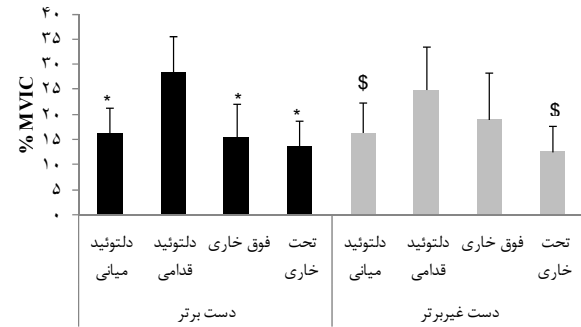
جدول ۵

مقایسه فعالیت عضلات در دست غیربرتر طی فلکشن با وزنه در دو گروه سالم و بیمار

| عضلات | کمر درد | سالم | سطح معناداری |
|---------------|-------------|------------|--------------|
| دلتوئید میانی | ۴۳/۱۱±۱۰/۶۰ | ۵۷/۷۷±۷/۴۹ | ۰/۲۸۵ |
| دلتوئید قدامی | ۶۲/۸۱±۱۲/۲۹ | ۶۵/۵۴±۸/۶۹ | ۰/۱۸۶ |
| فوق خاری | ۶۴/۷۲±۱۴/۰۴ | ۵۵/۴۴±۹/۹۳ | ۰/۶۰۱ |
| تحت خاری | ۴۳/۵۶±۱۰/۵۵ | ۳۷/۶۲±۷/۴۶ | ۰/۶۵۶ |



نمودار ۲. میانگین کل شدت فعالیت عضلات طی فلکشن با بار در دست برتر و غیربرتر در مجموع دو گروه



نمودار ۱. میانگین کل شدت فعالیت عضلات طی فلکشن بدون بار در دست برتر و غیربرتر در مجموع دو گروه
 * = اختلاف معنادار با دلتوئید قدامی در دست برتر
 \$ = اختلاف معنادار با دلتوئید قدامی در دست غیربرتر

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات کمردرد مزمن بر عملکرد عضلات شانه هنگام اجرای فلکشن بازو در دو سمت برتر و غیربرتر با و بدون بار بود. فرضیه‌های پژوهش حاضر عبارت بودند از: ۱- فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی اجرای حرکت فلکشن بدون بار در دو سمت برتر و غیربرتر در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن بالاتر از افراد سالم است، ۲- فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی اجرای حرکت فلکشن با بار در دو سمت برتر و غیربرتر در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن بالاتر از افراد سالم است.

نتایج نشان داد که میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دلتوئید میانی، قدامی، فوق خاری و تحت خاری در شرایط اجرای فلکشن بازو بدون بار در هیچ‌یک از دست برتر و غیربرتر، بین دو گروه اختلاف معناداری نداشت. این نتایج با یافته‌های Sung همسو بود (۱۱). Sung گزارش نمود که الگوی کینماتیکی لگن بیماران کمردرد از الگوی طبیعی متفاوت است؛ اما الگوی کینماتیکی مفصل شانه در این بیماران با افراد سالم طی اجرای چرخش تنه تفاوتی را نشان نداد (۱۱). با توجه به این که بین میزان فعالیت عضلات با دامنه حرکتی فعال مفصل رابطه وجود دارد و می‌توان نتایج پژوهش حاضر را مؤید نتایج پژوهش Sung دانست. پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که بیماران کمردرد مزمن الگوی غیرمقارنی در اندام فوقانی و تحتانی هنگام راه رفتن یا دیگر حرکات پویا را نشان داده‌اند (۱۴، ۱۵). اما در پژوهش حاضر بین فعالیت عضلات اندام فوقانی برتر و غیربرتر در فلکشن بدون بار تفاوتی مشاهده نشد.

فوق خاری و تحت خاری را در دو دست برتر و غیربرتر قطع نظر از اثر گروه نشان می‌دهد. بر این اساس عضله دلتوئید قدامی در دست برتر به ترتیب حدود ۱۲ درصد، ۱۲ درصد و ۱۴ درصد فعالیت بیشتری از عضلات دلتوئید میانی، فوق خاری و تحت خاری داشت ($p=0/001$). همچنین عضله دلتوئید قدامی در دست غیربرتر به ترتیب حدود ۸ درصد ($p=0/001$)، ۵ درصد ($p=0/384$) و ۱۲ درصد ($p=0/001$) فعالیت بیشتری از عضلات دلتوئید میانی، فوق خاری و تحت خاری داشت (نمودار ۱).

نتایج مربوط به فعالیت عضلات هنگام فلکشن بازو با بار برای هر دو گروه در اندام فوقانی برتر و غیربرتر در جداول ۴ و ۵ نشان داده شده است. بر این اساس اختلاف معنی‌داری در فعالیت عضلات بین دو گروه در فلکشن بازو مشاهده نشد و همه عضلات دو گروه شدت فعالیت مشابهی داشتند ($p>0/05$).

مقایسه فعالیت عضلات در دست غیربرتر طی فلکشن با وزنه در دو گروه سالم و بیمار نیز به لحاظ آماری اختلاف معناداری را نشان نداد ($p>0/05$) (جدول ۵). در حرکت فلکشن با وزنه در دست غیربرتر نشان داده شد که بیشترین میزان اختلاف بین دو گروه در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضله دلتوئید میانی بود. به این معنی که در گروه بیماران کمردرد در مجموع شدت فعالیت عضلات کمتر بود. میانگین کل شدت فعالیت عضلات طی فلکشن با بار در دست برتر و غیربرتر در مجموع دو گروه نشان داد که در هر دو دست برتر و غیربرتر میزان فعالیت عضله دلتوئید قدامی به ترتیب ۲۶ درصد ($p=0/005$) و ۱۶ درصد ($p=0/001$) از عضله تحت خاری بالاتر است (نمودار ۲).

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی شامل تعداد محدود عضلات مورد مطالعه، عدم ثبت فعالیت الکتومیوگرافی عضلات عمقی موجود در ناحیه کمر بند شانه‌ای و همچنین تعداد کم نمونه آماری و استفاده از یک جنسیت (زن) در نمونه را می‌توان نام برد.

نتیجه‌گیری نهایی

میزان فعالیت عضلات دلتوئید قدامی، میانی، فوق‌خاری و تحت‌خاری هنگام اجرای فلکشن با و بدون بار و در هر دو سمت برتر و غیر برتر بین دو گروه کم‌درد و سالم تفاوتی را نشان نداد. اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

همچنین در فلکشن با بار، با هر دو دست برتر و غیر برتر میزان فعالیت عضلات بین دو گروه مشابه بود. Muller و همکاران، هنگام راه رفتن تفاوت‌های کینماتیکی در اندام تحتانی بین بیماران مبتلا به کم‌درد و افراد سالم مشاهده نمودند (۱۶)، همچنین Huang و همکاران بیان نمودند که در راه رفتن بر روی تردمیل، مفصل گلنومورال و لگن بیماران کم‌درد در مقایسه با افراد سالم دامنه حرکتی بیشتری را دارا می‌باشد. نتایج این مطالعه همچنین نشان داد که الگوی هماهنگی حرکات دست و پا در دو گروه یکسان می‌باشد (۱۷). مهارت اجرا شده توسط Huang و همکاران (۱۷) و Muller و همکاران (۱۶) راه رفتن بود، در حالی که در پژوهش حاضر فلکشن بازو مورد ارزیابی قرار گرفت، به همین دلیل مقایسه نتایج این دو پژوهش به‌طور مستقیم با یکدیگر امکان‌پذیر نمی‌باشد.

References

1. Wong TK, Lee RY. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Movement SCI* 2004;23(1):21-34.
2. Greene HS, Cholewicki J, Galloway MT, Nguyen CV, Radebold A. A history of low back injury is a risk factor for recurrent back injuries in varsity athletes. *Am J Sport Med* 2001;29(6):795-800.
3. Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, Lancaster D, Callaghan JP. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in lowback pain developers. *Clin Biomech* 2012;27(10):994-8.
4. Alschuler KN, Neblett R, Wiggert E, Haig AJ, Geisser ME. Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: a comparison of different methods of quantifying flexion-relaxation. *Clin J Pain* 2009;25(9):760-6.
5. Humphrey AR, Nargol AV, Jones AP, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J* 2005;14(2):175-84.
6. Fortin M, Macedo LG. Multifidus and paraspinal muscle group cross-sectional areas of patients with low back pain and control patients: a systematic review with a focus on blinding. *Phys Ther* 2013;25(9):760-6.
7. Trainor TJ, Wiesel SW. Epidemiology of back pain in the athlete. *Clin Sport Med* 2002;21(1):93-103.
8. Van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the "guarding" hypothesis? *J Electromyogr Kines* 2010;20(1):31-8.
9. Chaléat-Valayer E, Mac-Thiong J-M, Paquet J, Berthonnaud E, Siani F, Roussouly P. Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain. *Eur Spine J* 2011;20(5):634-40.
10. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging* 1989;10(6):727-38.
11. Sung PS. A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation in subjects with and without recurrent low back pain. *Gait Posture* 2014;40(4):493-8.
12. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Res Develop* 1999;8(2):13-54.
13. Hodder JN, Keir PJ. Obtaining maximum muscle excitation for normalizing shoulder electromyography in dynamic contractions. *J Electromyogr Kines* 2013;23(5):1166-73.
14. Selles RW, Wagenaar RC, Smit TH, Wuisman PI. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clin Biomech* 2001;16(3):175-81.
15. Silfies SP, Bhattacharya A, Biely S, Smith SS, Giszter S. Trunk control during standing reach: A dynamical system analysis of movement strategies in patients with mechanical low back pain. *Gait Posture* 2009;29(3):370-6.
16. Müller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *J Biomech* 2015;48(6):1009-14.
17. Huang YP, Bruijn SM, Lin JH, Meijer OG, Wu WH, Abbasi-Bafghi H, et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *Eur Spine J* 2011;20(3):491-9.

Shoulder Muscles Function during Arm Flexion with and without Load in Patients with Chronic Low Back Pain and Healthy Individuals

Nader Farahpour^{1*},
Maryam Kamari²,
Amirali Jafarnejhadgero¹,
Amirhosein Yazdani³

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Broojerd branch, Broojerd, Iran.

3. Physical medicine and rehabilitation specialist, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran.

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
Tel: 09181113816
Email: Naderfarahpour1@gmail.com

Abstract

Received: June 23, 2015 Accepted: Sep. 4, 2015

Objective: Shoulder muscle injuries are very prevalence. So determining of injuries mechanism could be a suitable way for identifying rehabilitation methods. The purpose of this study was to compare the electromyographical activity of shoulder girdle muscles in lowback pain patients and healthy subjects during arm flexion with and without load.

Methods: Tensubjects with chronic low back pain and ten age-matched control healthy subjects participated in this study. All participants were asked to perform arm flexion activities with and without load (with both dominant and nondominant sides) in a standing position. The outcome measures included electromyographical activity of anterior and medial deltoid, infra and supra spinatus muscles for both groups. MANOVA and repeated measure statistical tests were used for between and within group comparisons. Alpha level was set at $P < 0/05$.

Results: The intensity of muscle activity in anterior and medial deltoid, infra spinatus and supra spinatus muscles of dominant upper limb in healthy group were 26.3 ± 2.67 , 17.01 ± 2.02 , 11.1 ± 1.67 , 12.40 ± 2.34 percent of maximum voluntary isometric contraction, respectively. These values for patients group were 27.90 ± 3.78 , 14.73 ± 3.14 , 16.48 ± 2.37 , and 18.19 ± 3.31 , respectively. There were not any significant differences between groups ($p < 0.05$). Load effect in dominant upper limb for the groups accounted for 132% and 136% increase in the total muscular activity.

Conclusion: Shoulder girdle muscle activity is similar in low back pain patients compred with the healthy subjects during arm flexion. It seems that low back pain didn't have any affect on shoulder muscular activiry; however, further studies are warranted.

Keywords: Lowback pain, Electromyographical activity, Arm flexion

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو، ایشان رتبه ۳
آزمون کارشناسی ارشد سال ۱۳۸۸ و رتبه
۲ آزمون دکتری سال ۱۳۹۰ در گرایش
بیومکانیک ورزشی می‌باشد. در سال ۱۳۹۴
درجه دکتری خود در رشته بیومکانیک را از
دانشگاه بوعلی سینا همدان دریافت کرد. در
حال حاضر ایشان مدرس دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان می‌باشد.
زمینه تحقیقاتی ایشان، تجزیه و تحلیل راه رفتن در جمعیت‌های
کلینیکی و بیومکانیک پایه می‌باشد. ایشان دارای ۷ مقاله علمی پژوهشی
به زبان فارسی و بیش از ۳۰ مقاله در همایش‌های ملی و بین‌المللی
می‌باشد.



دکتر امیرحسین یزدانی، در سال ۱۳۸۷
تخصص خود را در رشته توانبخشی و طب
فیزیکی را از دانشگاه علوم پزشکی شیراز
دریافت کرد. در حال حاضر مدرس دانشگاه
علوم پزشکی همدان می‌باشد. ایشان دارای ۲
مقاله ISI، چندین مقاله علمی پژوهشی به زبان
فارسی و بیش از ۱۰ مقاله در همایش‌های ملی و بین‌المللی می‌باشد.



پروفسور نادر فرهپور، در سال ۱۹۹۶ درجه
دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشگاه
مونترال دریافت کرد و در سال ۱۹۹۷ نیز در
گروه ارتوپدی دانشکده پزشکی همان دانشگاه
دوره فوق دکتری را تکمیل نمود. در سال
۲۰۰۶ نیز هیئت علمی گروه حرکت‌شناسی
در دانشگاه اوتاوا در کشور کانادا گردید. در حال حاضر ایشان استاد
تمام گروه بیومکانیک ورزشی در دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی
دانشگاه بوعلی سینا و عضو هیئت علمی نیمه‌وقت دانشگاه آزاد اسلامی
واحد همدان می‌باشد. زمینه تحقیقاتی ایشان، تجزیه و تحلیل راه رفتن
در جمعیت‌های کلینیکی، عملکرد عضلات تنه در بیماران اسکولیوز،
بیومکانیک مفصل شانه در ورزشکاران و تعادل و کنترل پوسچر
می‌باشد. ایشان دارای بیش از ۶۰ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی و
۱۱ مقاله نمایه‌شده در مجلات انگلیسی زبان می‌باشد.



خانم مریم کمبری، دارای مدرک
کارشناسی ارشد تربیت‌بدنی در گرایش
بیومکانیک ورزشی از دانشگاه آزاد
اسلامی، واحد بروجرد در سال ۱۳۹۳
می‌باشد.

