DOI: 10.22122/jrrs.v13i1.2842 Published by Vesnu Publications

زمان‌بندی و شدت فعالیت عضلات شانه در حرکت پرتاب توپ هندبال در افراد بیمار دارای سندرم شانه و افراد سالم

زهرا ذوالنور[۱]، نادر فرهپور[۲]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: آسیب شانه در ورزشکاران هندبال و سایر ورزش‌هایی که در آن‌ها پرتاب بالای سر وجود دارد، بسیار شایع است. عملکرد ضعیف یا نامناسب عضلات شانه، با بروز آسیب مرتبط است. هدف از انجام مطالعه حاضر، تعیین زمان‌بندی و شدت فعالیت عضلات شانه در پرتاب توپ هندبال در افراد مبتلا به سندرم درد شانه و افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها: زمان شروع فعالیت و شدت فعالیت عضلات ذوزنقه فوقانی، فوق خاری، دلتوئید میانی، خلفی، قدامی، سینه‌ای بزرگ، پشتی بزرگ و سه‌سر بازویی هنگام پرتاب پنالتی سریع توپ هندبال از بالای سر اندازه‌گیری شدند. همچنین، مقایسه بین گروهی با استفاده از آزمون Multivariate ANOVA در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵۰$ انجام شد.

یافته‌ها: در گروه سالم، شدت فعالیت عضلات ذوزنقه فوقانی و پشتی بزرگ، به ترتیب حدود ۵۰/۷۴ و ۴۳/۴۲ درصد بیشتر از آن در گروه بیمار بود، اما شدت فعالیت عضله دلتوئید میانی در افراد سالم، ۳۸/۰۵ درصد کمتر از بیماران بود. در افراد سالم، عضله فوق خاری، ۲۳/۵ میلی‌ثانیه زودتر از زمان شروع به حرکت پرتاب و عضله سه‌سر حدود ۱۸/۵ میلی‌ثانیه دیرتر از زمان شروع حرکت پرتاب، فعال شدند. در گروه بیماران نیز عضله فوق خاری زودترین (حدود ۱۱ میلی‌ثانیه) و عضله سه‌سر با تأخیر (حدود ۲۲/۱۶ میلی‌ثانیه) فعالیت خود را آغاز نمودند.

نتیجه‌گیری: هماهنگی عضلات شانه از نظر شدت فعالیت عضلانی و زمان شروع به فعالیت در افراد بیمار در حین پرتاب دچار اختلال می‌شود. از این رو، برنامه‌های تقویتی و کششی بدن‌سازی به منظور کاهش خطر ابتلا به سندرم درد شانه، به ورزشکاران توصیه می‌شود. همچنین، برنامه توان‌بخشی علاوه بر مهار درد، می‌تواند در اصلاح الگوی فعالیت عضلات ذوزنقه فوقانی، فوق خاری، پشتی بزرگ و دلتوئید در مراکز توان‌بخشی تمرکز یابد.

کلید واژه‌ها: سندرم درد شانه، الکترومایوگرافی، شانه، عضله

ارجاع: ذوالنور زهرا، فرهپور نادر، جعفرنژادگرو امیرعلی. **زمان‌بندی و شدت فعالیت عضلات شانه در حرکت پرتاب توپ هندبال در افراد بیمار دارای سندرم شانه و افراد سالم.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۱): ۴۳-۳۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۹/۱۳ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۲/۱۰

مقدمه

هندبال یکی از رشته‌های المپیک است که موفقیت در آن نیازمند برخورداری از آمادگی ذهنی، مهارت و آمادگی جسمانی بالا می‌باشد. در اجرای تکنیک‌های این رشته، پرتاب‌های قدرتی و سرعتی از بالای سر به وفور رخ می‌دهد. بنابراین، مفاصل کمربند شانه‌ای و عضلات آن دایم در معرض تحمل نیروهای شدید هستند. قدرت عضلانی، انعطاف پذیری مفاصل و هماهنگی عصبی- عضلانی مطلوب برای اجرای موفق و نیز پیش‌گیری از بروز آسیب ضروری است (۱).

شناسایی الگوی فعالیت عضلانی هنگام اجرای پرتاب در بازیکنان می‌تواند مربیان و ورزشکاران را در طراحی تمرین، آمادگی جسمانی و در نهایت پیش‌گیری از آسیب کمک کند. محققین، گزارش کرده‌اند که در بین بازیکنان حرفه‌ای هندبال، ۲/۴-۰/۶ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت تمرین و ۱۰۸-۱۳/۳ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت بازی رخ می‌دهد (۲). در این میان، بروز آسیب و درد شانه در بین زنان شایع‌تر از مردان است. همچنین، شیوع آسیب در سنین بالاتر، بیشتر است (۳). محققین با استفاده از الکترومایوگرافی، فعالیت عضلات شانه ورزشکاران و افراد عادی را هنگام پرتاب مورد بررسی قرار داده‌اند. این تحقیقات نشان دادند که هنگام پرتاب، عضلات چرخاننده شانه نقش محافظتی دارند (۴). در انتهای مرحله آمادگی و کمی قبل از این که بازو حداکثر چرخش خارجی را پیدا کند، ناحیه شانه و بازو مستعد آسیب هستند (۵). به ویژه، در انتهای مرحله پرتاب که بازو یک چرخش داخلی را تجربه می‌کند، عضلات تحت خاری و گرد کوچک با انقباض برون‌گرا از چرخش بیش از حد بازو و بروز آسیب پیش‌گیری

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی ، دانشکده روان‌شناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
نویسنده مسؤول: نادر فرهپور
Email: naderfarahpour1@gmail.com

می‌کند. مفصل شانه، از چهار مفصل مختلف شامل مفصل بازو (Glenohumeral)، مفصل آخرمی- ترقوه‌ای، کتفی- سینه‌ای و مفصل جناغی- ترقوه‌ای تشکیل شده است. ثبات غیر فعال این مفصل از طریق کپسول، لیگامان‌ها و غضروف ایجاد می‌شود؛ در حالی که ثبات فعال آن، از طریق عضلات احاطه کننده مفصل شانه تأمین می‌گردد (۶). اختلال در الگوی فعالیت عضلانی و ضعف در عملکرد محافظت کننده‌ها با بروز آسیب و تورم در منطقه تحت آخرمی همراه است. عوامل درونی که موجب تورم تحت آخرمی می‌شوند، شامل ضعف عضلات روتیتورکاف، التهاب تاندون و عوامل بیرونی شامل بدشکلی زایده آخرمی و یا تخریب مفصل آخرمی- ترقوه‌ای هستند. در آسیب ناحیه تحت آخرمی، ریتم حرکتی شانه دچار اختلال می‌شود. تحقیقات پیشین با محدودیت‌های خاصی همراه هستند. با وجود بررسی‌های زیاد در زمینه الکترومایوگرافی عضلات شانه هنگام پرتاب توپ هندبال، هیچ تحقیقی در زمینه بررسی ریتم فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای با توجه به دانش نویسنده یافت نشد (۸-۷). با توجه به این که مقایسه ورزشکاران مبتلا به درد شانه با ورزشکاران سالم می‌تواند مکانیزم بروز آسیب را روشن سازد، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی شدت و زمان شروع به فعالیت عضلات شانه در پرتاب توپ هندبال در افراد با و بدون درد شانه بود.

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها: این تحقیق از نوع توصیفی- تحلیلی و آزمایشگاهی بود. با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه ۲۴ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ حاصل شود (۹). آزمودنی‌های پژوهش حاضر، شامل ۱۲ نفر زن سالم، به عنوان گروه شاهد که به صورت تصادفی از دانشجویان دانشگاه بوعلی‌سینای همدان انتخاب شدند و تعداد ۱۲ نفر زن بیمار به عنوان گروه مورد که به صورت تصادفی از جامعه مبتلایان به مشکل گیر افتادگی شانه با تشخیص پزشک متخصص شانه انتخاب شدند. معیارهای پذیرش در گروه مورد عبارت از درد در قسمت خلفی فوقانی حین پرتاب، مثبت بودن آزمایش Apprehension و در ادامه، کاهش درد در هنگام انجام آزمایش Relocation بودند. به علاوه، مثبت بودن حداقل یکی از آزمایش‌های Job ،Neer و Hawkins توسط پزشک متخصص شانه به منظور تشخیص آسیب گروه مورد در نظر گرفته شد. جزییات این آزمایش‌ها در ادامه آمده است (۱۰).

۱- Hawkins test (با روایی ۶۳ و پایایی ۶۲ درصد) (۱۱): به حالت غیر فعال در وضعیت ۹۰ درجه Flection مچ و ۹۰ درجه Flection آرنج چرخش داخلی به بازو داده می‌شد. در این حالت، احساس درد در ناحیه زیر آخرمی به منزله نتیجه مثبت برای این روش بود (۱۰).

۲- Job test (با روایی ۵۱ و پایایی ۸۷ درصد) (۱۱): فرد در صفحه اسکپولار به صورت ایزومتریک دست خود را بالا می‌برد و چرخش داخلی می‌داد، در صورت وجود درد در ناحیه شانه، نتیجه این روش مثبت تلقی می‌شد (۱۰).

۳- Neer test (با روایی ۸۱ و پایایی ۵۵ درصد) (۱۱): در حالتی که فرد تا انتهای دامنه حرکتی دستان خود را بالا می‌آورد و تحت فشار زیاد قرار می‌گرفت، اگر درد را در ناحیه شانه خود احساس می‌کرد، نتیجه این آزمایش مثبت در نظر گرفته می‌شد (۱۰).

۴- Apprehension test (با روایی ۵۶ و پایایی ۸۷ درصد) (۱۱): بازوی فرد در موقعیت ۹۰ درجه Abduction و ۹۰ درجه چرخش خارجی قرار داده می‌شد. هنگام فشار قسمت قدام و نزدیک به تنه بازو، اگر فرد احساس درد در ناحیه شانه می‌کرد، نتیجه این آزمایش مثبت بود (۱۰).

۵- Relocation test (با روایی ۷۵ و پایایی ۷۶ درصد) (۱۱): بعد از Apprehension test در حالتی که بازو در زاویه ۹۰ درجه Flection و ۹۰ درجه چرخش خارجی قرار گیرد، به قسمت خلف و نزدیک به تنه بازو فشار وارد می‌شد. اگر درد فرد کاهش می‌یافت، به این معنا بود که فرد دچار سندرم گیر افتادگی شانه شده است (۱۰).

معیارهای خروج آزمودنی‌ها در گروه مورد عبارت از بیماری‌های عصبی و سیستمیک، در رفتگی قبلی مفصل، جراحی‌های گردن و شانه، استئوآرتریت یا آرتریت مربوط به مفصل بازو یا مفصل تحت آخرمی شانه بودند (۱۲). همچنین، معیارهای ورود افراد سالم به عنوان گروه شاهد، شامل فقدان هر گونه مشکل، آسیب‌دیدگی، سابقه عمل جراحی و یا بیماری و مشکلات ارتوپدی و درد در کمربند شانه بود (۱۲).

قبل از اجرای شیوه‌نامه تحقیق، نحوه اجرای تحقیق و اندازه‌گیری متغیرها به طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. سپس، فرم رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در این مطالعه از آزمودنی‌ها اخذ گردید. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۹۵/۰۳/۲۷ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۶۳ پ مورد تأیید قرار گرفت و کد اخلاق IR.UMSHA.REC.1395.142 به آن اختصاص یافت.

ابزار و روش اجرا: با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (EMG یا Electromyography) (BTS FREE EMG 300, BTS Bioengeering, Italy) ۱۶ کاناله و با الکترود سطحی فعالیت عضلات فوق خاری، ذوزنقه فوقانی، دلتوئید قدامی، میانی، خلفی، پشتی بزرگ، سینه‌ای بزرگ و سه‌سر اندازه‌گیری شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس ۲۵۰۰ هرتز، پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز ثبت شدند و سپس، با فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و فیلتر ۵۰ هرتز ناچ (برای حذف نویز وسایل الکتریکی) پردازش شدند. GAIN دستگاه برابر با ۱۰۰۰ در نظر گرفته شد (۱۲). به منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی، ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده شد و پوست با پنبه و الکل آماده الکترودگذاری گردید و سپس، الکترودها به صورت موازی با فیبر عضلانی بر روی پوست قرار داده شدند. الکترودها بر روی عضلات سه‌سر بازویی، سینه‌ای بزرگ، پشتی بزرگ، دلتوئید قدامی، میانی، خلفی، ذوزنقه فوقانی و فوق خاری قرار داده شد و میانگین ریشه مربع (Root mean square یا RMS) سیگنال‌ها محاسبه گردید. رابطه ۱، زیر چگونگی محاسبه RMS را نشان می‌دهد.

رابطه ۱. نحوه به دست آوردن RMS از سیگنال خام

$$RMSvalue[1] = \sqrt{\frac{\sum_{i=n}^{n+n-1} |Data_{Raw}[i]|^2}{N}}$$

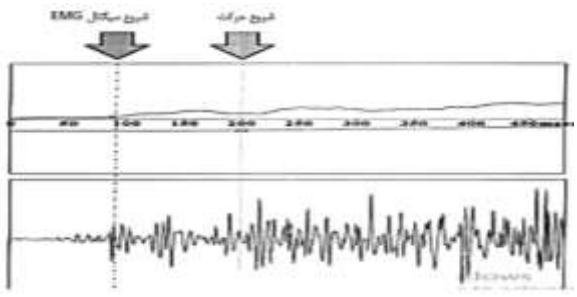
DATA = سیگنال الکترومایوگرافی [i] = شماره هر نقطه داده n = تعداد نقطه داده‌ها

سپس، برای همسان‌سازی داده‌ها حداکثر RMS به دست آمده از تریال‌ها، بر حداکثر RMS به دست آمده از انقباض زیر بیشینه ارادی تقسیم گردید.

http://jrrs.mui.ac.ir

سیگنال خام الکترومایوگرافی به وسیله روش انقباض ارادی زیر بیشینه ایستا (Submaximal voluntary isometric contraction یا subMVIC) همسان‌سازی شد (۱۳).

همزمان با ثبت الکترومایوگرافی متغیرهای کینماتیکی اندام فوقانی با استفاده از سیستم Vicon (Motion Lab Systems, Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816USA) با ۴ دوربین سری T و با سرعت ۲۰۰ هرتز ثبت شدند. برای این منظور، از ۱۴ عدد نشانگر ۱۴ میلی‌متری و مدل نشانگرگذاری اندام فوقانی سمت راست استفاده گردید. قبل از اجرای آزمایش‌ها، آزمودنی‌ها حدود ۵ دقیقه به تمرینات گرم کردن پرداختند و با روش صحیح پرتاب آشنا شدند و تعدادی پرتاب آزمایشی انجام دادند. وظایف حرکتی شامل ۵ پرتاب پنالتی هندبال با شدت و قدرت هر چه تمام‌تر بود. میانگین مقادیر حداکثر RMS به دست آمده از ۵ تکرار ثبت گردید. در تجزیه و تحلیل داده‌ها، پرتاب توپ هندبال به دو مرحله مختلف شامل مرحله آمادگی و مرحله شتاب‌گیری یا پرتاب تقسم شد. مرحله آمادگی از لحظه‌ای که فرد توپ را از پهلو بالا آورد تا زمانی که شانه او حداکثر چرخش خارجی را می‌گرفت و مرحله پرتاب، از لحظه حداکثر چرخش خارجی شانه تا ایجاد چرخش داخلی و رها شدن توپ تقسیم‌بندی شد. هر آزمودنی، ۵ پرتاب را انجام می‌داد که ۳ پرتاب از بهترین آن‌ها انتخاب می‌شد. با استفاده از دوربین و با استفاده از روش Linear envelope و نرم‌افزار EMG Graphing، زمان‌بندی فعالیت عضلات به دست آمد. میانگین زمان شروع به فعالیت عضلات نشان داد که همه عضلات قبل از مرحله شتاب‌گیری شروع به حرکت کرده‌اند. شکل ۱، نمایش شماتیک زمان حرکت و زمان شروع به فعالیت عضله را نشان می‌دهد.



شکل ۱. زمان شروع حرکت و زمان شروع به فعالیت الکترومایوگرافی

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. همچنین، مقایسه بین گروهی با استفاده از آزمون Multivariate ANOVA در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵۰$ انجام شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ (version19, SPSS Inc, Chicago, IL) انجام گردید.

یافته‌ها

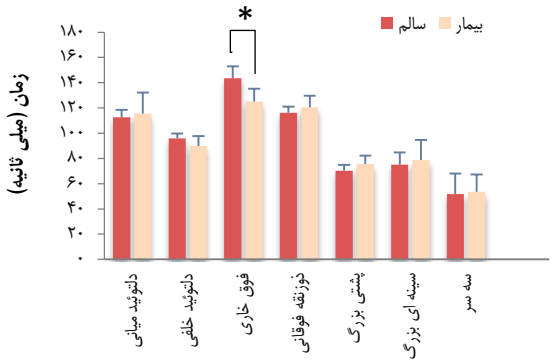
ویژگی دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است.

زمان‌بندی فعالیت: میانگین زمان شروع به فعالیت عضلات و انحراف معیار آن‌ها برای گروه‌های مورد و شاهد در شکل ۲ آمده است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

آزمودنی	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
شاهد	۱۲	۲۳ ± ۲	۱۶۵ ± ۸	۶۴ ± ۱۲
مورد	۱۲	۲۷ ± ۴	۱۵۹ ± ۷	۶۰ ± ۱۴

همچنین، در شکل ۳ سیگنال الکترومایوگرافی خام عضلات آمده است که لحظه شروع حرکت اندام فوقانی به منظور پرتاب با خط قرمز و شروع فعالیت عضله با خط عمودی نقطه‌چین، نشان داده شده است.



شکل ۲. مقایسه زمان شروع به فعالیت عضلات شانه در افراد شاهد و سالم در پرتاب توپ هندبال- مرحله شتاب‌گیری. نشان ستاره تفاوت‌های معنی‌دار را در سطح $P < ۰/۰۵۰$ نشان می‌دهد.

میانگین زمان شروع به فعالیت عضله فوق خاری در گروه مورد نسبت به گروه شاهد به طور معنی‌داری بیشتر بود ($P < ۰/۰۰۱$). از نظر فعالیت عضلانی، در دیگر عضلات بین گروه‌های شاهد و مورد تفاوتی دیده نشد. ترتیب زمان‌بندی شروع فعالیت عضلات در هر دو گروه یکسان بود؛ به نحوی که عضله فوق خاری نسبت به شروع حرکت پرتاب، اولین عضله و عضله سه‌سر، آخرین عضله‌ای بود که فعال شد.

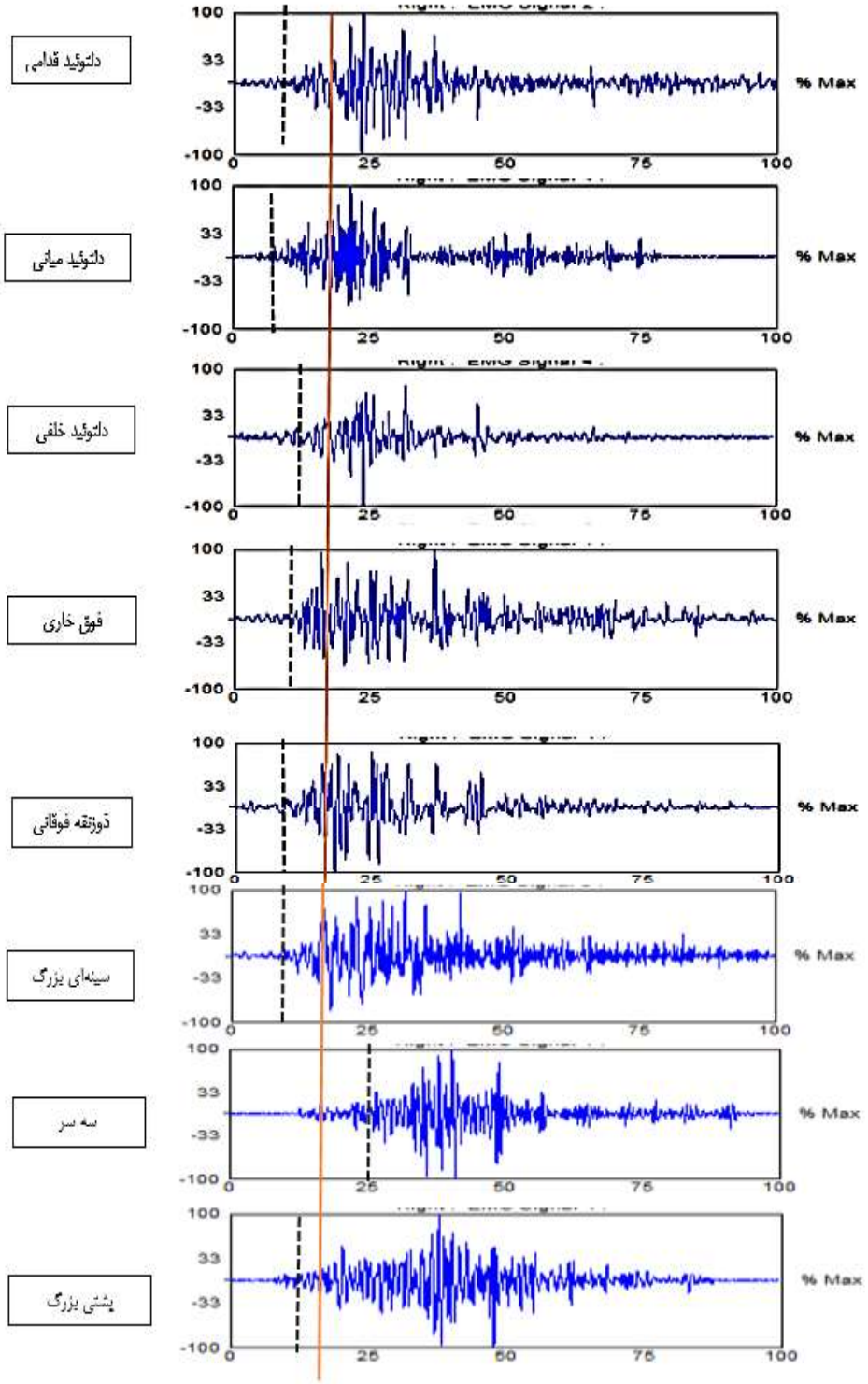
شدت فعالیت: نتایج مربوط به شدت فعالیت عضلات طی پرتاب در مرحله شتاب‌گیری گروه‌های شاهد و مورد در شکل ۴ نشان داده شده است.

میانگین شدت فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه شاهد به طور معنی‌داری بیشتر از گروه مورد بود ($P = ۰/۰۰۳$)، اما میانگین شدت فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی ($P = ۰/۰۰۲$) و پشتی بزرگ ($P = ۰/۰۲۳$) در گروه مورد به طور معنی‌داری بیشتر از گروه شاهد بود. بین فعالیت دیگر عضلات، اختلاف معنی‌داری به لحاظ آماری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵۰$).

بحث

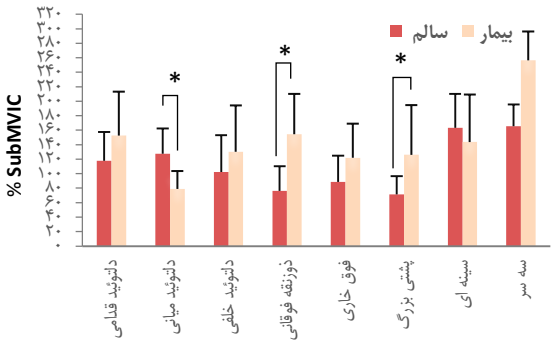
هدف از انجام این تحقیق، مقایسه فعالیت و زمان‌بندی فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای هنگام پرتاب پنالتی توپ هندبال از بالای سر در دو گروه سالم و افراد با درد تحت آخرمی بود.

http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۳. سیگنال الکترومایوگرافی- مرحله پرتاب. خط قرمز نشان دهنده زمان شروع به حرکت عضلات می‌باشد و خطوط نقطه‌چین نشان دهنده زمان شروع به فعالیت عضله است.

http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۴. مقایسه مقادیر میانگین ± انحراف معیار عضلات دو گروه در پرتاب توپ هندبال- مرحله پرتاب. نشان ستاره تفاوت‌های معنی‌دار را در سطح $P < ۰/۰۵۰$ نشان می‌دهد.

نتایج این تحقیق، نشان داد که همه عضلات در هر دو گروه مورد و شاهد در مرحله آمادگی شروع به فعالیت نمودند. به طور میانگین، زمان شروع به فعالیت عضله فوق خاری در گروه مورد به طور معنی‌داری زودتر از گروه شاهد بود. در سایر عضلات، از نظر زمان شروع به فعالیت هیچ تفاوت بین گروهی دیده نشد. Wadsworth و Bullock-Saxton، تأخیر در شروع فعالیت عضلات شناگر سالم و بیمار را مورد ارزیابی قرار دادند. در شناگران آسیب دیده، عضله ذوزنقه فوقانی قبل از حرکت فعال شد. که در زمان شروع به فعالیت این عضله، در افراد سالم و بیمار تفاوت معنی‌داری وجود داشت (۱۴).در مقابل، دو تحقیق Moraes و همکاران (۹) و نیز Cools و همکاران (۱۰)، هیچ تفاوت معنی‌داری را از نظر زمان شروع به فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی، بین گروه شاهد (سالم) و گروه مورد (مبتلا به سندرم درد شانه) نشان ندادند.

برای محاسبه زمان فراخوانی عضلات در مقالات از روش‌های متفاوتی استفاده شده است. به عنوان مثال، Wadsworth DJ, Bullock-Saxton زمان شروع به فعالیت عضله را به عنوان نقطه‌ای که سیگنال الکترومایوگرافی، به بالاتر از ۵ درصد بیشینه دامنه می‌رسد، در نظر گرفت (۱۴). در حالی که کولز، ۱۰ درصد بیشینه دامنه را به عنوان آستانه بیان نمود (۱۴). در واقع، در این دو مقاله، زمان شروع فعالیت عضله در مقایسه با بیشینه دامنه سیگنال بیان شد. در مقایسه با این مطالعات، Moraes و همکاران زمان شروع به فعالیت عضله را «نقطه‌ای که سیگنال الکترومایوگرافی با دو انحراف استاندارد از خط پایه بالاتر می‌رود»، تعریف کرد (۹). در حالی که در مقاله حاضر، از روش Linear envelope استفاده شده است. بنابراین، بخشی از تفاوت‌های به دست آمده در مقالات از نظر زمان شروع به فعالیت عضلانی، می‌تواند ناشی از تفاوت در روش کار مقالات مختلف با یکدیگر باشد. تغییر فعالیت عضلانی در عضلات متصل به کتف، به عنوان عاملی که موجب درد در ناحیه تحت آخرمی شانه می‌شود، مورد تأیید قرار گرفته است. اثر هماهنگی عضلات متصل به کتف در پرتاب هنوز نامشخص است. ودورث بیان نمود که عضله ذوزنقه فوقانی به ضرورت قبل از حرکت مفصل شانه فعال می‌شود (۹). فعالیت عضلات تثبیت کننده کتف، برای ارتقای بهره مکانیکی مفصل بسیار ضروری است (۱۵). در تحقیق حاضر، علاوه بر تأخیر شروع به فعالیت، افزایش در شدت فعالیت عضله فوق خاری در گروه مورد مشاهده شد. در یک حرکت یا مهارت حرکتی ایده‌آل، هر دو عامل زمان شروع به فعالیت و شدت فعالیت عضلانی مهم هستند (۱۶). تأخیر در فعالیت تثبیت کننده‌ها و یا کنترل کننده‌های حرکت اندام فوقانی در نقص شانه، می‌تواند بروز آسیب را تسهیل کند. همسو با این موضوع، JANDA نیز تأخیر در شروع فعالیت عضلانی را به دلیل ضعف عضلانی می‌داند و معتقد است که تأخیر در شروع فعالیت عضلانی، موجب بروز الگوی حرکتی نادرست یا غیر عادی می‌شود (۱۷). همچنین، افزایش شدت فعالیت عضله فوق خاری در تحقیق حاضر را نباید به معنای افزایش قدرت این عضله تفسیر کرد. افزایش شدت فعالیت عضله، می‌تواند به دلیل ضعف آن و فراخوان تعداد تارهای بیشتر باشد. میانگین شدت فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه شاهد به طور معنی‌داری بیشتر از گروه مورد و میانگین شدت فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی و پشتی بزرگ در گروه مورد، به طور معنی‌داری بیشتر از گروه شاهد بود. بین فعالیت دیگر عضلات در شرایط مختلف، هیچ گونه اختلاف معنی‌داری به لحاظ آماری مشاهده نشد. در همین راستا، لوئیس افزایش معنی‌دار فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی، پشتی بزرگ در افراد بیمار نسبت به افراد سالم و کاهش معنی‌دار فعالیت عضله دلتوئید میانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم را گزارش کرد. همچنین، Diederichsen و همکاران، افزایش معنی‌دار فعالیت عضله پشتی بزرگ را در بیماران نسبت به افراد سالم گزارش کرد (۱۲).

از نتایج تحقیقات غیر همسو با تحقیق حاضر، می‌توان به نتایج مطالعات Moraes و همکاران (۹) و نیز Reddy و همکاران (۱۸) اشاره کرد. Lund و همکاران، رابطه بین درد مزمن و فعالیت حرکتی عضلات را بررسی کردند و مدل تطابق درد را گسترش دادند (۱۹). طبق این مدل، همراه با درد، کاهش فعالیت آگونیست‌ها و افزایش فعالیت آنتاگونیست‌ها رخ می‌دهد که منجر به کاهش دامنه و سرعت حرکت می‌شود. در ارتباط با این مدل، فعالیت بیشتر عضله پشتی بزرگ در افراد بیمار نسبت به افراد سالم به عنوان یک آنتاگونیست منطقی به نظر می‌رسد؛ چرا که این عضله، در هنگام بالا رفتن دست تلاش می‌کند با کنترل حرکت، درد را کاهش دهد. کاهش فعالیت دلتوئید در گروه مورد در تحقیق حاضر، با افزایش شدت فعالیت عضله فوق خاری به طور کامل هماهنگ است و از توجیه علمی برخوردار می‌باشد؛ چرا که این دو عضله، به طور مشترک عمل Abduction شانه را انجام می‌دهند. تغییر در کارایی دوک عضلانی به علت درد، می‌تواند منجر به نقص در حس عمقی و عملکرد نادرست عضلانی شود.

تحقیقات نشان می‌دهند که تورم تحت آخرمی، با نقص در سیستم حسی- حرکتی همراه است (۲۰). این نقص، خود می‌تواند منجر به تغییر الگوی طبیعی انقباض عضلانی گردد. افزایش فعالیت در عضله ذوزنقه فوقانی، به عنوان نتیجه کلی درد شانه توسط بیشتر محققان پذیرفته شده است. در تحقیق حاضر نیز شدت فعالیت این عضله در گروه مورد افزایش یافته است. یافته‌های تحقیقات گذشته، همچنین نشان داده‌اند که میزان چرخش فوقانی کتف در بیماران با درد کتف، بیشتر از گروه شاهد است. به نظر می‌رسد، افزایش فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی به همین دلیل یعنی برای چرخش اضافی کتف به سمت بالا باشد. بدیهی است این افزایش چرخش کتف، امکان افزایش دامنه حرکتی اندام فوقانی در Abduction را فراهم می‌سازد. به طور معمول، این عضله قبل از حرکت فعال می‌شود، تا مبدأ با ثباتی را به وجود آورد که عضلات فوق خاری و دلتوئید بتوانند به درستی منقبض شوند (۱۴).

با بررسی تحقیقات انجام شده، هیچ تحقیقی که ریتم عضلات شانه را در

http://jrrs.mui.ac.ir

حرکت پرتاب در گروه‌های مورد و شاهد مورد بررسی قرار داده باشد، یافت نشد. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که ریتم عضلات شانه در گروه‌های مورد وشاهد در حرکت پرتاب از نظر زمان‌بندی و شدت فعالیت عضلات، تفاوت معنی‌داری وجود دارد. عضله فوق خاری در گروه مورد، به طور معنی‌داری نسبت به گروه شاهد زودتر شروع به فعالیت نمود که این موضوع نشان می‌دهد ریتم عضلات شانه در افراد بیمار دچار اختلال می‌شود و شروع به فعالیت سریع‌تر این عضله، علاوه بر به وجود آمدن تغییرات اساسی در ریتم عضلات شانه، منجر به گسترش درد نیز خواهد شد. به علاوه، فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی که سعی دارد با افزایش فعالیت خود کتف را بالا ببرد و درد را کاهش دهد، علاوه بر تغییرات کینتیک و کینماتیک در حرکت بالا بردن دست، منجر به تغییراتی در ریتم عضلات شانه نیز می‌شود. بنابراین، می‌بایست برنامه‌هایی به منظور اصلاح نقص‌های به وجود آمده طراحی گردد.

ارتباط بین مشکلات مفصل بازو و کتفی- سینه‌ای توسط محققان زیادی مورد بررسی قرار گرفته است که بیان نموده‌اند موقعیت بد کتف و عملکرد نامتعارف عضلات کتف در بیماران با تورم تحت آخرمی و یا مشکلات دیگر شانه وجود دارد (۱۳). بعضی از محققان بیان داشته‌اند موقعیت بد کتف یا نقص در عملکرد عضلانی، خطر ابتلا به تورم تحت آخرمی را افزایش می‌دهد (۲۱). بنابراین، نقص عملکردی عضلات شانه، به عنوان عامل اولیه ایجاد آسیب می‌باشد، اما دیگر محققان بیان نموده‌اند که به دلیل موقعیت‌های توأم با دردی که ایجاد می‌شود، عملکرد عضلات شانه دچار اختلال می‌شود و در نتیجه، این موضوع را عامل ثانویه می‌دانند (۲۲). از علل احتمالی تفاوت بین نتایج این تحقیق با برخی از تحقیقات پیشین، تفاوت در وظایف حرکتی نیز می‌باشد. به علاوه، عضلات مختلفی در مطالعات مختلف مورد بررسی قرار گرفته‌اند، که تحت شرایط مختلف و بارها و سرعت‌های متفاوت قرار داشتند. این شرایط، می‌تواند بر روی نتیجه تأثیر بگذارد.

همچنین، نتیجه این تحقیق توان آماری بالایی (۰/۸) را نشان داد که حاکی از وجود تفاوت با احتمال بالاتر در مقایسه با مطالعات گذشته است (۹). این تحقیق، اطلاعاتی در مورد این که الگوی فعالیت در گروه مبتلا به درد شانه در نتیجه آسیب تغییر کرده باشد یا تغییر الگوی فعالیت عضلات منجر به آسیب خواهد شد، فراهم نیاورده است. فهم مکانیزم حمایت مفصلی، می‌تواند به پیش‌گیری‌های مؤثر و راهبردهای توان‌بخشی برای ورزشکاران پرتابی با مشکلات شانه کمک کند.

محدودیت‌ها

در این تحقیق، برای همسان‌سازی سیگنال‌های عضلانی، از فعالیت زیر بیشینه استفاده شد؛ چرا که به علت درد در ناحیه شانه، افراد بیمار قادر به انجام فعالیت یک تکرار بیشینه نبودند. بنابراین، نحوه طبیعی‌سازی میزان فعالیت عضلات، می‌تواند بر نتیجه تحقیق اثر بگذارد و معنی‌داری آن را تحت تأثیر قرار دهد.

پیشنهادها

اجرای این پژوهش در ارتباط با گروه بیماران ورزشکار حوزه‌های پرتابی دیگر توصیه می‌شود تا بتوان نتایج را مقایسه نمود و به نتیجه‌گیری کلی دست یافت.

نتیجه‌گیری

بیماری درد و تورم تحت آخرمی، با افزایش شدت فعالیت عضله پشتی بزرگ، ذوزنقه فوقانی، فوق خاری و کاهش فعالیت عضله دلتوئید میانی و تأخیر در فعالیت عضله فوق خاری همراه است. این موضوع، نشان دهنده عدم تعادل عضلانی برای ایجاد جفت نیرو در حرکات مختلف شانه می‌باشد. به علاوه، تأخیر شروع به فعالیت عضله فوق خاری، نشان دهنده ضعف مکانیزم حمایتی شانه می‌باشد. تشخیص این که «آیا این الگوی غیر طبیعی در رابطه با درد شانه علت است یا معلول؟»، هنوز مشخص نیست، اما پیشنهاد می‌شود برنامه توان‌بخشی به منظور کاهش درد و اصلاح الگوی فعالیت عضلات به کار گرفته شود. به علاوه، برنامه‌های تقویتی و کششی بدن‌سازی به منظور کاهش خطر ابتلا به سندرم درد شانه به ورزشکاران توصیه می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه زهرا ذوالنور، دانشجوی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا با تاریخ ثبت ۱۳۹۵/۰۶/۲۴و کد ثبت ۲۳۱۱۶۹۶ می‌باشد. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ۹۵/۰۳/۲۷ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۶۳ پ و با کد اخلاق IR.UMSHA.REC.1395.142 به ثبت رسیده است. نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خود را از همکاری آزمودنی‌ها در این پژوهش ابراز می‌نمایند.

نقش نویسندگان

زهرا ذوالنور، نادر فرهپور و امیرعلی جعفرنژادگرو، طراحی تحقیق، جمع‌آوری و تحلیل داده‌ها و تفسیر نتایج، خدمات پشتیبانی، و نگارش مقاله را به عهده داشتند.

منابع مالی

این پژوهش با حمایت دانشگاه بوعلی سینا همدان انجام گردید.

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچ‌گونه ارتباط مادی و معنوی با هیچ سازمانی نداشتند.

References

1. Taha SA, Akl AI, Zayed MA. Electromyographic analysis of selected upper extremity muscles during jump throwing in handball. American Journal of Sports Science 2015; 3(4): 79-84.
2. Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S, Calmels P. Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. Int J Sports Med 2013; 34(7): 654-60.
3. Strom V, Roe C, Knardahl S. Work-induced pain, trapezius blood flux, and muscle activity in workers with chronic shoulder and neck pain. Pain 2009; 144(1-2): 147-55.

4. Escamilla RF, Andrews JR. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. Sports Med 2009; 39(7): 569-90.
5. Reinold MM, Gill TJ, Wilk KE, Andrews JR. Current concepts in the evaluation and treatment of the shoulder in overhead throwing athletes, part 2: Injury prevention and treatment. Sports Health 2010; 2(2): 101-15.
6. Ayatollahi K, Okhovatian F, Kalantari KK, Baghban AA. A comparison of scapulothoracic muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task. J Bodyw Mov Ther 2017; 21(3): 719-24.
7. Wilk KE, Arrigo CA, Hooks TR, Andrews JR. Rehabilitation of the overhead throwing athlete: There is more to it than just external rotation/internal rotation strengthening. PMR 2016; 8(3 Suppl): S78-S90.
8. Gorostiaga EM, Granados C, Ibanez J, Izquierdo M. Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur male handball players. Int J Sports Med 2005; 26(3): 225-32.
9. Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. J Shoulder Elbow Surg 2008; 17(1 Suppl): 48S-53S.
10. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. Am J Sports Med 2003; 31(4): 542-9.
11. Michener LA, Walsworth MK, Doukas WC, Murphy KP. Reliability and diagnostic accuracy of 5 physical examination tests and combination of tests for subacromial impingement. Arch Phys Med Rehabil 2009; 90(11): 1898-903.
12. Diederichsen LP, Norregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, et al. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. J Electromyogr Kinesiol 2009; 19(5): 789-99.
13. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther 2000; 80(3): 276-91.
14. Wadsworth DJ, Bullock-Saxton JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. Int J Sports Med 1997; 18(8): 618-24.
15. Huang TS, Huang CY, Ou HL, Lin JJ. Scapular dyskinesis: Patterns, functional disability and associated factors in people with shoulder disorders. Man Ther 2016; 26: 165-71.
16. Phadke V, Camargo P, Ludewig P. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. Rev Bras Fisioter 2009; 13(1): 1-9.
17. JANDA V. Muscle weakness and inhibition (pseudoparesis) in back pain syndromes. In: Grieve GP, editor. Modern manual therapy of the vertebral column. Edinburgh, UK: Churchill-Livingstone; 1986. p. 197-201.
18. Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. J Shoulder Elbow Surg 2000; 9(6): 519-23.
19. Lund JP, Donga R, Widmer CG, Stohler CS. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. Can J Physiol Pharmacol 1991; 69(5): 683-94.
20. Castelein B, Cagnie B, Parlevliet T, Cools A. Scapulothoracic muscle activity during elevation exercises measured with surface and fine wire EMG: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. Man Ther 2016; 23: 33-9.
21. Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L. Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. Muscle Nerve 2006; 34(5): 631-9.
22. Castelein B, Cools A, Parlevliet T, Cagnie B. The influence of induced shoulder muscle pain on rotator cuff and scapulothoracic muscle activity during elevation of the arm. J Shoulder Elbow Surg 2017; 26(3): 497-505.

DOI: 10.22122/jrrs.v13i1.2842 Published by Vesnu Publications

Timing and Activation Intensity of Shoulder Muscles during Handball Penalty Throwing in Subjects with and without Shoulder Impingement

Zahra Zonnor[1], Nader Farahpour[2], Amir Ali Jafarnezhadgero[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Shoulder injuries are common among athletes in sports that involve overhead throwing of the ball such as handball. The objectives of this study were to evaluate the timing and activation intensity of shoulder muscles during handball penalty throwing in individuals with shoulder pain and in control subjects.

Materials and Methods: Using BTS FREE EMG 300 system with bipolar surface electrodes, the timing (onset) and intensity of the activation of the shoulder muscles were measured including upper trapezius, anterior, middle and posterior deltoid, latissimus dorsi, pectoralis major, supraspinatus and triceps during penalty throwing. Multivariate analysis of variance (Multivariate ANOVA) was used for between group comparisons with the significance level $P< 0.05$.

Results: The activation intensity of upper trapezius and latissimus dorsi muscles in the healthy individuals were about 50.74% and 43.42% higher than in patients. Middle deltoid in healthy individuals was about 38.05% smaller than that in patients. In control group, supraspinatus muscle started earlier (23.5 ms) than the shoulder motion initiation. Triceps muscle was activated about 18.5 ms later than shoulder motion initiation. In patients, supraspinatus muscle started sooner (11 ms) and triceps brachialis muscle started later than the other muscles (22.16 ms).

Conclusion: The coordination of shoulder muscles i.e. the onset and intensity of muscle activity is disturbed in the patient group during throwing. Hence, strength and stretching programs are recommended for athletes to reduce the risk of shoulder pain syndrome. The rehabilitation program can be focused on modifying the pattern of activity in upper trapezius, supraspinatus, latissimus dorsi and deltoid muscles in addition to pain control in the rehabilitation centers.

Keywords: Impingement, Electromyography, Shoulder, Muscle

Citation: Zonnor Z, Farahpour N, Jafarnezhadgero AA. **Timing and Activation Intensity of Shoulder Muscles during Handball Penalty Throwing in Subjects with and without Shoulder Impingement.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(1): 36-43.

Received: 03.12.2016 Accepted: 28.02.2017

1- MSc Student, Department of Sport Biomechanics, School of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran
2- Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Science, School of Education and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Corresponding Author: Nader Farahpour Email: naderfarahpour1@gmail.com