



Identification of the Shoulder Muscle's Rhythm in Slow and Fast Handball Throwing in Individuals with and without Shoulder Impingement

Zahra Zonnor¹, Nader Farahpour^{2*}, Amirali Jafarnezhadgero³

1. MSc in Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. Full Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran  <https://orcid.org/0000-0002-5883-7845>
3. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran  <https://orcid.org/0000-0002-2739-4340>

Received: 2017.June.24

Revised: 2017. November.12

Accepted: 2017. November.29

Abstract

Background and Aims: The previous studies have reported controversial results on the shoulder muscles' activity of individuals with shoulder impingement. The aim of the present study was to quantify the shoulder muscles' activity during the cocking and acceleration phases of handball throwing with slow and fast speeds.

Materials and Methods: A total of 12 controls (age: 23±3; weight: 64±12) and 12 patients with shoulder impingement (age: 27±4; weight: 60±13) were studied. The electrical activity of shoulder muscles in the right sides, including upper trapezius, anterior, middle, posterior deltoid, latissimus dorsi, pectoralis major, supraspinatus, and triceps muscles, were measured in both shoulders using an EMG system with surface electrodes. A mixed 2×2 analysis of variance was used at a significant level of $p < 0.05$.

Results: In cocking phase of the slow and fast throwing, in patients, higher activities of upper trapezius, supraspinatus, and latissimus dorsi muscles were observed, as compared with control group and in cocking phase of fast throwing, middle deltoid activity was lower in patient group ($p < 0.02$). In the acceleration phase of the slow throwing, the activity of upper trapezius muscle was higher in patients compared with control group. However, in the acceleration phase of the fast throwing, in patients, lower activity in middle deltoid and higher activities in latissimus dorsi and trapezius muscles were observed ($p < 0.05$).

Conclusion: Shoulder pain syndrome results in altered shoulder muscle activity. These alterations are greater in fast throwing activity. The current study does not determine whether these changes are because of adaptation to the pain, or are caused by the injury. However, it appears that with pain present, fast throwing movements will put the shoulder in greater risk of injury. It is suggested that isometric or slow movements be used in the shoulder rehabilitation at the early stage of the treatment. Correct muscle enhancement is also recommended to prevent the shoulder pain syndrome.

Keywords: Shoulder impingement syndrome; Electromyography; Handball; Shoulder joint; Muscle activity

Cite this article as: Zahra Zonnor, Nader Farahpour, Amirali Jafarnezhadgero. Identification of the Shoulder Muscle's Rhythm in Slow and Fast Handball Throwing in Individuals with and without Shoulder Impingement. *J Rehab Med.* 2018; 7(3): 69-78.

* **Corresponding Author:** Nader Farahpour. Full professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
Email: naderfarahpour1@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2017.110940.1642

شناسایی ریتم فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای در پرتاب آهسته و سریع توپ هندبال در افراد با و بدون سندرم درد شانه

زهرا ذوالنور^۱، نادر فرهپور^{۲*}، امیرعلی جعفرنژادگرو^۳

۱. 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 بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۴/۰۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۸/۲۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۰۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

تحقیقات گذشته نتایج متناقضی را در مورد فعالیت عضلات شانه‌ای افراد دارای سندرم گیرافتادگی شانه و در ورزشکاران پرتابی گزارش کرده‌اند، هدف از مطالعه حاضر شناسایی ریتم فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای در پرتاب آهسته و سریع توپ در افراد با و بدون سندرم درد شانه می‌باشد.

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها شامل ۱۲ نفر سالم (سن 23 ± 3 سال، وزن 64 ± 12 کیلوگرم) و ۱۲ نفر بیمار (سن 27 ± 4 سال، وزن 60 ± 14 کیلوگرم) بودند. میزان فعالیت عضلات دوزنقه فوقانی، فوق خاری، دلتوئید میانی، خلفی، قدامی، سینه‌ای، پشتی بزرگ و سه سر در پرتاب آهسته و سریع توپ هندبال توسط دستگاه الکترومایوگرافی اندازه‌گیری شد. برای مقایسه آماری بین گروهی از آزمون تحلیل واریانس طرح ترکیبی (۲*۲) در سطح معناداری ($p < 0.05$) استفاده گردید.

یافته‌ها

در مرحله آمادگی پرتاب با سرعت آهسته و سریع، در افراد بیمار، شدت فعالیت عضلات دوزنقه فوقانی، فوق خاری، و پشتی بزرگ به طور معناداری بیشتر از افراد سالم و در مرحله آمادگی پرتاب سریع شدت فعالیت عضله دلتوئید میانی در افراد بیمار کمتر از افراد سالم بود ($p < 0.02$). در مرحله دو پرتاب آهسته فعالیت عضله دوزنقه فوقانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم به طور معناداری بیشتر بود. در مرحله دوم پرتاب سریع در افراد بیمار نسبت به افراد سالم فعالیت عضله دلتوئید میانی به طور معناداری کمتر و فعالیت عضلات پشتی بزرگ و دوزنقه فوقانی بیشتر بود ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری

سندرم درد شانه منجر به تغییر در فعالیت عضلات شانه می‌شود. این تغییرات در پرتاب سریع بیشتر است. تحقیق حاضر مشخص نمی‌کند که آیا این تغییرات نوعی سازگاری با درد هستند یا ایجادکننده آسیب. با این حال، به نظر می‌رسد در شرایط درد شانه، حرکات پرتابی سریع شانه را در معرض ریسک بیشتر قرار می‌دهد. پیشنهاد می‌شود در مراحل اولیه درمان از تمرینات ایزومتریک و یا با سرعت آهسته استفاده شود. به علاوه به مریبان ورزشی در هدفمند کردن تمرینات گرم کردن ورزشی کمک می‌نماید. همچنین تقویت صحیح عضلات به منظور پیشگیری از ابتلا به سندرم درد شانه توصیه می‌شود.

واژه‌های کلیدی

سندرم گیرافتادگی شانه؛ الکترومایوگرافی؛ هندبال؛ مفصل شانه؛ فعالیت عضله

نویسنده مسئول: نادر فرهپور، استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

آدرس الکترونیکی: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه و اهداف

سندرم گیرافتادگی شانه با ۲۵٪-۱۰٪ شیوع، از جمله آسیب‌های مهم در ورزش‌های پرتابی از جمله هندبال است.^[۱] از این میان میزان آسیب در پرتاب‌کنندگان حرفه‌ای ۲/۴-۰/۶ آسیب در هر هزار ساعت تمرین و ۱۰۸-۱۳/۳ آسیب در هر هزار ساعت بازی گزارش شده است.^[۲]

هندبال یک ورزش المپیکی است که موفقیت در این زمینه نیازمند سطح بالای آمادگی بدنی و ورزشی است. این ورزش تأکید زیادی بر پرش، دو سرعت، پرتاب و بلاک کردن دارد.^[۲] در بین تمامی تکنیک‌ها، مهارت پرتاب سریع توپ برای موفقیت در این رشته ورزشی نقش مهمی دارد.^[۳] در ورزش‌های پرتابی، عضلات شانه و بازو مسئول تولید توان و انرژی برای پرتاب هستند. به علاوه این عضلات وظیفه حمایت از بافت‌های اطراف را نیز دارند.^[۴]

تعامل بهینه بین کتف و عضلات شانه به منظور دستیابی به دامنه حرکتی بالای مفصل شانه و متعاقباً ثبات آن مهم است. ناتوانی در ایجاد این ثبات منجر به بروز و گسترش آسیب در شانه و اندام فوقانی می‌شود.^[۵] عدم تعادل عضلانی منجر به تغییر در مفصل آخرومی-کلاویکولار شده و ممکن است باعث تخریب مفصل شود.^[۵] تورم تحت آخرومی معمولاً به دلیل فشار یا ساییدگی تاندون‌های روتاتورکاف، بورسیت تحت آخرومی و تحت فشار قرار گرفتن سر دراز عضله دوسر بازو در زیر قسمت قدامی و تحتانی زائده آخرومی، یا رباط غرابی آخرومی و یا زیر مفصل آخرومی ترقوه‌ای در حین الویشن بازو ایجاد می‌شود.^[۶] ضعف در عملکرد عضلات کتف یک ریسک‌فاکتور در ایجاد پیشرفت علائم این بیماری است.^[۷-۸] بسیاری از محققان بر این باورند که ضعف در یک یا تعداد بیشتری از چرخاننده‌های کتف ممکن است موجب عدم تعادل عضلانی در زوج نیروی ایجادشده در کتف شود که منجر به کینماتیک نامطلوب حرکت می‌شود.^[۹] در واقع علت ایجاد تورم تحت آخرومی را به فعالیت نامتعادل عضلات نسبت می‌دهند.^[۱۰] این یک باور عمومی است که ضعف عضلات مهارکننده کتفی موجب جابه‌جایی کتف و مرکز چرخش شانه شده و با ایجاد افت گشتاور تولیدشده در شانه موجب بروز آسیب می‌شود.^[۱۱] محققان بر این باور هستند که بهبود قدرت عضلات کتف از بروز یا پیشرفت تورم تحت آخرومی جلوگیری می‌کند.^[۱۲-۱۳]

آشنایی با فعالیت عضلات شانه می‌تواند به پزشکان در استراتژی‌های پیشگیری و توان‌بخشی این نوع بیماران کمک کند.^[۳] الکترومایوگرافی به منظور بررسی نقص‌های احتمالی در زمان شروع به فعالیت عضلات و میزان فعالیت عضلات در افراد با و بدون سندرم گیرافتادگی شانه مورد بررسی قرار می‌گیرد. به دلیل وجود تناقض در نتایج تحقیقات الکترومایوگرافی عضلات شانه در بیماران با سندرم گیرافتادگی هنوز دیدگاه روشنی در این زمینه وجود ندارد و نیازمند تحقیقات دقیق‌تر و جامع‌تر در این زمینه است.^[۱۴]

بسیاری از تحقیقات گذشته الگوی الکترومایوگرافی عضلات را در حرکت پرتاب بالای سر در رشته‌های ورزشی چون بیس‌بال و سافت‌بال مورد بررسی قرار داده‌اند، با وجود اینکه رشته هندبال در صدر رشته‌های برتر مورد مطالعه قرار دارد و آسیب شانه در ورزشکاران این رشته بسیار زیاد رخ می‌دهد، داده‌های بسیار کمی در مورد الگوی فعالیت عضلات شانه در حرکت پرتاب هندبال موجود است.^[۱۵-۱۶] به علاوه بسیاری از درمانگران سعی دارند که از طریق ارتقا ثبات دینامیکی شانه و در نتیجه کاهش درد و افزایش عملکرد مطلوب عضلات آن، این بیماری را درمان کنند.^[۱۷] اما مدارکی جامع برای تعیین اینکه کدام یک از عضلات می‌باید تحت تقویت قرار گیرد، وجود ندارد؛ بنابراین بر اساس تناقض‌های موجود در تحقیقات گذشته و با توجه به ضرورت داشتن اطلاعات کافی مریبان در مورد نحوه شروع و میزان فعالیت عضلات شانه در افراد سالم و بیمار و ارائه برنامه تمرینی متناسب با آن اطلاعات، وجود چنین تحقیقی کاملاً ضروری به نظر می‌رسد. سوال‌های اصلی پژوهش حاضر عبارت بودند از شدت فعالیت عضلات شانه (پایدار کننده‌ها و حرکت دهنده‌ها) هنگام پرتاب در افراد با و بدون آسیب چگونه است و چه عواملی در شدت فعالیت عضلانی مؤثر است. آیا شدت فعالیت عضلات در افراد با و بدون سندرم گیرافتادگی شانه متفاوت است یا خیر. هدف پژوهش حاضر شناسایی تأثیر سرعت پرتاب فرد و شانه سالم و آسیب دیده بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کمر بند شانه‌ای حین پرتاب توپ هندبال بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع مطالعه نیمه‌تجربی است. با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین یک حجم نمونه ۲۴ نفره برآورد شد. تا توان آماری ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ حاصل شود.^[۱۸] آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۱۲ نفر زن سالم، به صورت تصادفی از دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه بوعلی‌سینا همدان به عنوان گروه شاهد و تعداد ۱۲ نفر زن بیمار، به صورت تصادفی از جامعه مبتلایان به مشکل گیر افتادگی شانه شهرستان همدان به عنوان گروه تجربی توسط پزشک متخصص ارتوپدی انتخاب گردیدند.^[۱۹] معیارهای پذیرش در گروه تجربی عبارت بودند از داشتن درد در قسمت خلفی فوقانی شانه حین پرتاب، مثبت بودن تست Apprehension و کاهش درد در هنگام انجام تست Relocation. به علاوه مثبت بودن حداقل یکی از تست‌های Hawkins, Neer, Job.^[۱۹] (تست‌ها در ادامه توضیح داده شده‌اند). به منظور تشخیص آسیب گروه تجربی این تست‌ها توسط پزشک متخصص شانه انجام شد.^[۱۹]

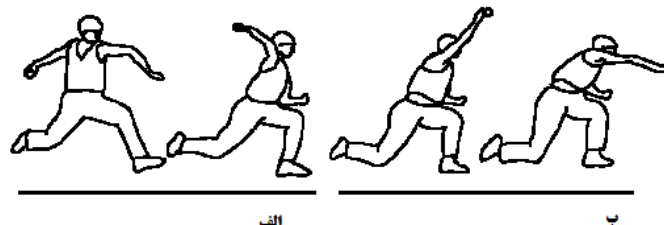
۱. Hawkins Test: به حالت پس‌پوی در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن میچ و ۹۰ درجه فلکشن آرنج چرخش داخلی به بازو داده می‌شود. در

- این حالت احساس درد در ناحیه زیرآخرمی به منزله نتیجه مثبت برای تست بود.^[۱۹]
۲. Job Test: فرد در صفحه اسکپولار به صورت ایزومتریک دست خود را بالا برده و چرخش داخلی می‌داد، در صورت وجود درد در ناحیه شانه نتیجه تست مثبت تلقی می‌شد.^[۱۹]
 ۳. Neer Test: درحالی که فرد تا انتهای دامنه حرکتی دستان خود را بالا آورده و تحت فشار زیاد قرار می‌گرفت، درد را در ناحیه شانه خود احساس می‌کرد، نتیجه این تست مثبت در نظر گرفته می‌شد.^[۱۹]
 ۴. Apprehension Test: بازوی فرد در موقعیت ۹۰ درجه آبداکشن 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 تست مثبت بود.^[۱۹]
 ۵. Relocation Test: بعد از تست شماره ۴ در حالی که بازو در زاویه ۹۰ درجه فلکشن 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 سندروم گیرافتادگی شانه شده است.^[۱۹]

معیارهای خروج آزمودنی در گروه تجربی عبارت بودند از بیماری‌های عصبی و سیستمیک، دررفتگی قبلی مفصل، جراحی‌های گردن و شانه و یا استئوآرتریت یا آرتروز مربوط به مفصل گلهومورال یا مفصل تحت آخرمی شانه.^[۲۰] همچنین معیارهای ورود افراد سالم به عنوان گروه شاهد در پژوهش حاضر شامل فقدان هر گونه مشکل، آسیب‌دیدگی، سابقه عمل جراحی و یا بیماری و مشکلات ارتوپدی و درد در کمربند شانه بود.^[۲۰]

قبل از اجرای پروتکل تحقیق، نحوه اجرای تحقیق و اندازه‌گیری متغیرها به طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. سپس فرم رضایت-نامه کتبی برای شرکت در مطالعه حاضر 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 کد اخلاق IR.UMSHA.REC.1395.142 مورد تأیید قرار گرفت.

قبل از اجرای آزمایش‌ها هر آزمودنی 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 پنالته هندبال با شدت و قدرت هر چه تمام و ۵ پرتاب با سرعت آهسته بود. ۳ پرتاب از بهترین آن‌ها انتخاب شد.^[۲۱] به نحوی که در پرتاب پر قدرت از آزمودنی خواسته شد تا با قدرت و سرعت هر چه تمامتر توپ را شوت کند و در پرتاب آهسته از سرعت و قدرت خود در حین پرتاب بکاهد. میانگین مقادیر حداکثر RMS به دست آمده از ۳ تکرار آهسته و ۳ پرتاب پر قدرت ثبت گردید. پرتاب توپ هندبال به دو فاز مختلف مرحله آمادگی و مرحله شتاب‌گیری یا پرتاب تقسیم شد. فاز آمادگی از لحظه‌ای که فرد توپ را از پهلو بالا آورده تا زمانی که شانه او حداکثر چرخش خارجی را می‌گیرد و فاز پرتاب از لحظه حداکثر چرخش خارجی شانه تا ایجاد چرخش داخلی و رها شدن توپ تقسیم‌بندی شد که فاز پرتاب، ادامه حرکت را نیز در خود جای داده است (تصویر ۱).^[۲۲]



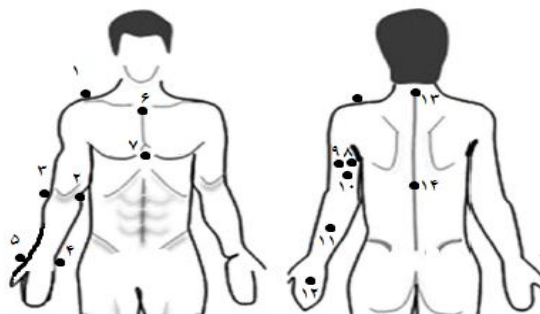
تصویر ۱. الف. فاز آمادگی، ب. فاز پرتا

اندازه‌گیری در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام پذیرفت. با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (BTS FREE EMG 300, BTS Bioengineering, Italy)، ۱۶ کاناله و با الکتروود سطحی فعالیت عضلات مورد بررسی قرار گرفت. الکتروودها روی عضلات فوق خاری، دوزنقه فوقانی، دلتوئید قدامی، میانی، خلفی، پشتی بزرگ، سینه‌ای بزرگ و سه سر، به صورت موازی با تارهای عضلانی قرار داده شد.^[۲۳] نحوه الکتروودگذاری بر اساس پروتکل SENIAM انجام پذیرفت.^[۲۴] به منظور ثبت امواج الکترومیوگرافی سطحی ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل آماده الکتروودگذاری شد. فاصله مرکز تا مرکز الکتروودها ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس ۲۵۰۰ HZ، پهنای باند ۱۲۵۰ HZ ثبت شد و سپس با فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ HZ و بالاگذر ۱۰ HZ و فیلتر ۵۰ HZ ناچ (به منظور حذف نویز برق شهری) پردازش شد. GAIN دستگاه برابر با ۱۰۰۰ در نظر گرفته شد.^[۲۰] سپس میانگین ریشه مربعی (RMS) سیگنال‌ها محاسبه شد. رابطه زیر چگونگی محاسبه (RMS) را نشان می‌دهد (رابطه ۱).

$$RMSvalue[I] = \sqrt{\frac{\sum_{i=n}^{n+N-1} |Data_{Raw}[i]|^2}{N}} \quad \text{رابطه ۱. نحوه به دست آوردن RMS از سیگنال خام}$$

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 زیربیشینه ارادی تقسیم گردید. سیگنال خام الکترومایوگرافی به وسیله روش انقباض ارادی زیربیشینه ایستا (subMVIC) همسان‌سازی شد، میزان بار در انقباض زیربیشینه به این نحو بود که مطابق با ۵ درصد وزن بدن هر فرد به او وزنه داده می‌شد و حرکات زیربیشینه بر این اساس انجام می‌پذیرفت.^[۱۸] همزمان با ثبت الکترومایوگرافی متغیرهای کینماتیکی اندام فوقانی با استفاده از سیستم (Vicon Motion Lab) با ۴ دوربین سری T و با سرعت ۲۰۰ هرتز ثبت شد، به نحوی که دستگاه الکترومایوگرافی و دوربین با یکدیگر به طور همزمان داده‌ها را ثبت می‌نمودند. داده‌های کینماتیکی با برش فرکانسی ۱۲ هرتز فیلتر شد. همچنین از ۱۴ عدد مارکر ۱۴ میلی‌متری و مدل مارکرگذاری اندام فوقانی سمت راست استفاده گردید (تصویر ۲).



تصویر ۲. مدل مارکرگذاری اندام فوقانی: مارکرها عبارتند از (۱) زانده خاری، (۲) قسمت داخلی آرنج، (۳) قسمت خارجی آرنج، (۴) قسمت داخلی ساعد، (۵) قسمت خارجی ساعد، (۶) ابتدای جناغ سینه، (۷) انتهای جناغ سینه، (۸-۹-۱۰) سه عدد مارکر به شکل مثلث، (۱۱) وسط ساعد، (۱۲) ابتدای انگشت وسط، (۱۳) مهره هفتم گردن، (۱۴) مهره دوازدهم پشت

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. همچنین مقایسه بین گروهی با استفاده از آزمون تحلیل واریانس طرح ترکیبی ۲ در ۲ در سطح معناداری ($p < 0.05$) انجام شد که در ادامه با توجه به معنادار شدن این تست از آزمون t مستقل برای تحلیل تعقیبی استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گردید.

یافته‌ها

ویژگی دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است. آزمون t مستقل اختلاف معناداری را در مشخصات دموگرافیک بین دو گروه نشان نداد.

جدول ۱: ویژگی دموگرافیک آزمودنی ($n=45$)

متغیر	گروه تجربی	گروه شاهد	آماره t	سطح معناداری
سن (سال)	۲۳±۳	۲۷±۴	۱/۴۲	$P=0/103$
قد (سانتی‌متر)	۱۶۵±۸	۱۵۹±۷	۱/۱۳	$P=0/082$
وزن (کیلوگرم)	۶۴±۱۲	۶۰±۱۴	۱/۰۴	$P=0/098$
BMI	۲۲/۵۱±۷	۲۳/۷۳±۳	۰/۲۶	$P=0/66$

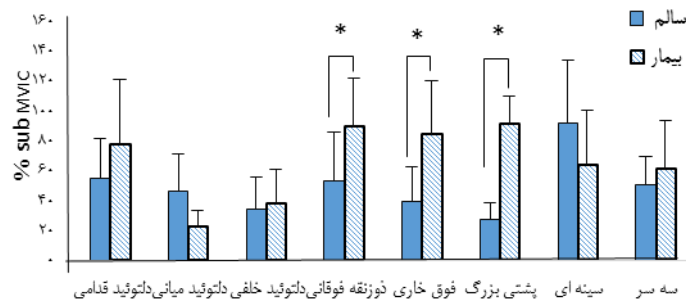
آماره F به دست آمده از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر طرح ترکیبی ۲×۲ و معناداری آن در جدول ۲ آمده است.

جدول ۲: آمار F و معناداری آن

آماره F (معناداری)			پارامتر
سرعت × گروه	نوع گروه	سرعت	
(۰/۰۱۸)۳/۴۸	(۰/۰۰۴)۱۲/۷۱	(۰/۱۰۱)۲/۰۶	دلتوئید قدامی
(۰/۰۰۱)۱۸/۵۴	(۰/۰۰۵)۱۲/۳۰	(۰/۰۰۰)۹۰/۶۱	دلتوئید میانی
(۰/۰۲۲)۷/۱۰	(۰/۰۰۰)۲۷/۱۱	(۰/۰۰۰)۳۶/۰۹	دلتوئید خلفی
(۰/۰۰۶)۱۱/۴۸	(۰/۰۶۷)۴/۱۲	(۰/۰۰۰)۳۸/۸۵	دوزنقه فوقانی
(۰/۱۲۳)۲/۱۲	(۰/۰۰۰)۵۹/۶۳	(۰/۱۲۷)۲/۷۳	فوق خاری
(۰/۰۰۱)۳۲/۱۷	(۰/۰۰۱)۲۱/۴۶	(۰/۶۱۵)۱/۴۱	پشتی بزرگ
(۰/۰۳۶)۳۹/۱۸	(۰/۰۳۳)۵/۷۵	(۰/۰۰۰)۵۳/۷۶	سینه‌ای بزرگ
(۰/۹۱)۳/۳۳	(۰/۰۰۰)۳۴/۷۴	(۰/۰۰۰)۶۰/۷۵	سه سر بازویی

پرتاب آهسته-فاز آمادگی

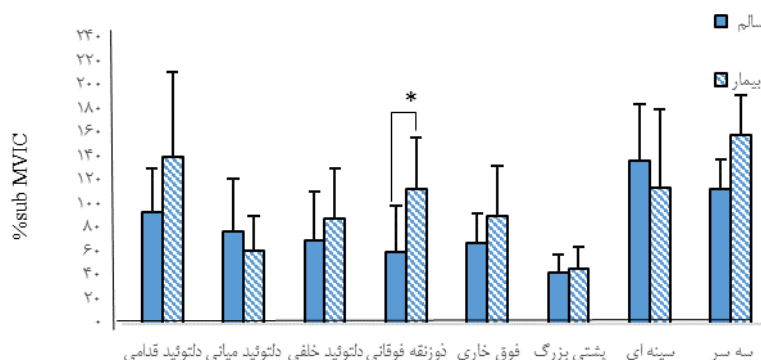
همان‌گونه که در نمودار ۱ آورده شده است، میانگین میزان فعالیت عضله دوزنقه فوقانی، فوق خاری و پشتی بزرگ در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود (به ترتیب $P=۰/۰۲$ ، $P=۰/۰۱۱$ ، $P=۰/۰۰۱$). بین فعالیت دیگر عضلات در شرایط مختلف هیچ‌گونه اختلاف معنادار به لحاظ آماری مشاهده نشد ($P \geq ۰/۰۵$).



نمودار ۱. مقایسه مقادیر میانگین و انحراف استاندارد عضلات در پرتاب آهسته توپ هندبال-فاز آمادگی

پرتاب آهسته-فاز پرتاب

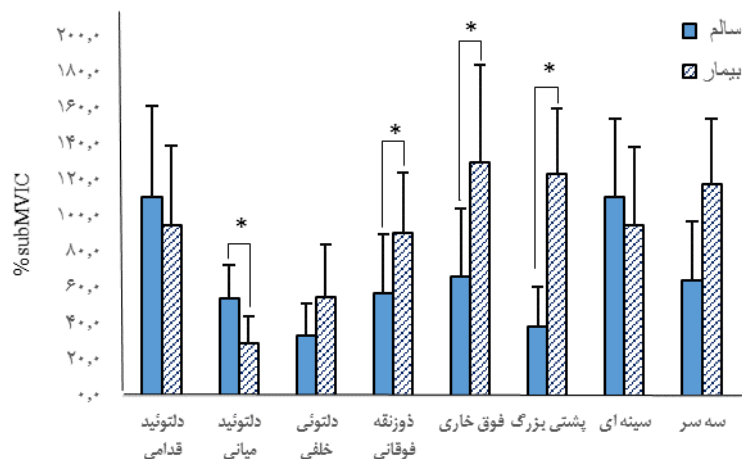
نتایج مربوط به مقایسه میزان فعالیت عضلات طی پرتاب آهسته در فاز دوم در نمودار ۲ آورده شده است. تنها در فعالیت عضله دوزنقه فوقانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم اختلاف معنادار مشاهده شد ($P=۰/۰۰۹$). بین فعالیت دیگر عضلات هیچ‌گونه اختلاف معنادار مشاهده نشد.



نمودار ۲. مقایسه مقادیر میانگین و انحراف استاندارد عضلات در پرتاب آهسته توپ هندبال-فاز پرتاب

پرتاب سریع-فاز آمادگی

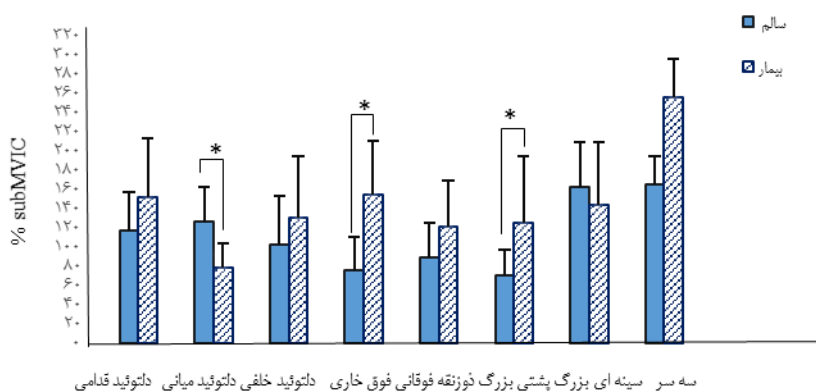
نتایج مربوط به مقایسه میزان فعالیت عضلات طی پرتاب سریع در فاز یک مربوط به افراد بیمار و سالم در نمودار ۳ آورده شده است. میانگین میزان فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه سالم به طور معناداری ($P=0/011$) بیشتر از گروه بیمار بود. همچنین میانگین میزان فعالیت عضله دوزنقه فوقانی ($P=0/026$)، فوق خاری ($P=0/005$) و پستی بزرگ ($P=0/003$) در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بوده است. بین فعالیت دیگر عضلات در شرایط مختلف هیچ گونه اختلاف معنادار به لحاظ آماری مشاهده نشد ($P \geq 0/05$).



نمودار ۳. مقایسه مقادیر میانگین و انحراف استاندارد عضلات در پرتاب سریع توپ هندبال-فاز آمادگی

پرتاب سریع-فاز پرتاب

نتایج مربوط به مقایسه میزان فعالیت عضلات طی پرتاب سریع در فاز دو مربوط به افراد بیمار و سالم در نمودار ۴ آورده شده است. میانگین میزان فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه سالم به طور معناداری بیشتر از گروه بیمار ($P=0/004$) بود، میانگین میزان فعالیت عضله دوزنقه فوقانی و پستی بزرگ در افراد بیمار به طور معناداری (به ترتیب $P=0/001$, $P=0/042$) بیشتر از افراد سالم بود و بین فعالیت دیگر عضلات در شرایط مختلف هیچ گونه اختلاف معنادار به لحاظ آماری مشاهده نشد ($P \geq 0/05$).



نمودار ۴. مقایسه مقادیر میانگین و انحراف معیار عضلات دو گروه در پرتاب سریع توپ هندبال-فاز پرتاب

همچنین اثر عامل گروه معنادار شد ($P=0/019$)، اما اثر عامل سرعت معنادار نبود ($P=0/081$) و به طور کلی اثر تعاملی گروه و سرعت معنادار نشد ($P \geq 0/05$).

بحث

هدف از مطالعه حاضر شناسایی ریتم فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای در پرتاب آهسته و سریع توپ در افراد با و بدون سندرم درد شانه می-باشد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در پرتاب با سرعت آهسته، شدت فعالیت عضله دوزنقه فوقانی، فوق خاری، پستی بزرگ در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود، اما در فعالیت دیگر عضلات اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. طبق تحقیقات

نقص کنترل حسی-حرکتی و حس عمقی در افراد دارای تورم تحت آخرمی مشاهده شده است که در نهایت تغییرات به وجود آمده در دوک عضلانی کارایی و الگو انقباض عضلات را دچار مشکل می‌کند^[۲۵]؛ بنابراین تغییر الگوی عضلانی به وجود آمده در تحقیق حاضر را علاوه بر موارد ذکر شده با نقص عملکرد دوک عضلانی و حس عمقی می‌توان مرتبط دانست. تحقیقات لوئیس، کولز و ردی در همین راستا نشان داد که در بیماران مبتلا به سندرم درد شانه شدت فعالیت در عضلات پشتی بزرگ، دوزنقه فوقانی و فوق خاری بیشتر از افراد سالم بود.^[۱۴] ۲۰، ۲۵ در مقابل نتیجه تحقیق میجاد هیچ تفاوت معناداری را در فعالیت عضلات در گروه سالم و بیمار نشان نداد^[۲۶] که از علل ناهمسو بودن آن می‌توان به وظایف حرکتی متفاوت به کار رفته اشاره کرد. در شانه سالم دوزنقه بالایی و پایینی و دندانهای قدامی به عنوان چرخاننده‌های بالایی کتف در حرکت بالا بردن دست با یکدیگر همکاری می‌کنند.^[۲۷] لوئیس معتقد است که در افراد دارای تورم تحت آخرمی مشکل ثبات کتف وجود دارد. از آنجا که عضله دندانهای قدامی مسئول پایین کشیدن و تثبیت کتف است، با کاهش فعالیت عضله دندانهای قدامی در افراد بیمار فعالیت عضله دوزنقه فوقانی به منظور جبران کاهش فعالیت این عضله افزایش می‌یابد تا بتواند کتف را بالا ببرد.^[۲۰] عضله فوق خاری سعی در قرار دادن سر بازو در حفره گلوئوئید در حرکت آبداکشن دارد تا فشار تحت آخرمی را کاهش داده و در نهایت درد را کاهش دهد، از این رو فعالیت آن در افراد بیمار افزایش می‌یابد.

در فاز شتاب‌گیری سرعت آهسته در فعالیت عضله دوزنقه فوقانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم اختلاف معنادار مشاهده شد. در همین راستا نتیجه تحقیق کولز نشان داد که فعالیت عضله دوزنقه فوقانی در افراد بیمار به طور معنادار بیشتر از افراد سالم است.^[۱۹] در مقابل تحقیق دیدرچسن تفاوت معناداری در عضلات دو گروه سالم و بیمار نشان نداد.^[۲۸] از علل احتمالی تفاوت نتیجه این تحقیق می‌توان به این موضوع اشاره کرد که عضلات تحت شرایط و بارهای مختلف قرار داشتند که منجر به ایجاد تفاوت با نتیجه تحقیق حاضر شده است. در افراد دارای سندرم درد شانه چرخش فوقانی بیشتر در کتف با افزایش فعالیت عضله دوزنقه فوقانی همراه است و به نظر می‌رسد این مانور یک سازگاری برای افزایش دامنه حرکتی بازو است.

در مرحله آمادگی پرتاب با سرعت سریع میانگین شدت فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه بیمار به طور معناداری کمتر از گروه سالم بود. همچنین میانگین شدت فعالیت عضله دوزنقه فوقانی، فوق خاری و پشتی بزرگ در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود. تحقیقات کلیسی و همکاران در همین راستا نشان داد در گروه عضلات ذکر شده تفاوت معنادار بین گروه سالم و بیمار وجود دارد.^[۲۹] در سایر تحقیقات موجود تفاوت معناداری بین دو گروه سالم و بیمار گزارش نشده است.^[۳۰، ۳۱] به دلیل عدم توانایی در بالا بردن دست تا دامنه حرکتی مطلوب در افراد دارای تورم تحت آخرمی، به عنوان یک واکنش جبرانی عضله دوزنقه‌ای بیشتر فعالیت می‌کند. این پدیده را وارنر با استفاده از روش توپوگرافی تأیید کرد.^[۳۱] در تحقیق جین نیز کتف افراد بیمار به علت افزایش فعالیت عضله دوزنقه فوقانی چرخش فوقانی بیشتری داشت.^[۳۲] همچنین لوندنر افزایش الیویشن مفصل استرنوکلاویکولار را در حرکت الیویشن دست در بازیکنان بیس‌بال دارای تورم تحت آخرمی مورد تأیید قرار داد.^[۳۳] لوند و همکاران در سال ۱۹۹۱ رابطه بین درد مزمن و فعالیت حرکتی عضلات را مورد بررسی قرار دادند و مدل تطابق درد را گسترش دادند.^[۳۴] طبق این مدل همراه با درد کاهش فعالیت آگونیسست‌ها و افزایش فعالیت آنتاگونیسست‌ها 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 آنتاگونیسست منطقی به نظر می‌رسد، زیرا این عضله در هنگام بالا رفتن دست تلاش می‌کند با کنترل حرکت، درد را کاهش دهد. همچنین افزایش فعالیت عضله دوزنقه فوقانی و فوق خاری با این نظریه تطابق دارد.

در فاز شتاب‌گیری پرتاب با سرعت بالا میانگین شدت فعالیت عضلات دلتوئید میانی در گروه بیمار به طور معناداری بیشتر از گروه سالم و میانگین شدت فعالیت عضله دوزنقه فوقانی و پشتی بزرگ در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود. در همین راستا می‌توان به نتایج تحقیقات بندهلوم که افزایش فعالیت عضله دوزنقه فوقانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم و کلیسی که کاهش معنادار فعالیت عضله دلتوئید میانی را در افراد بیمار نسبت به افراد سالم گزارش کردند، اشاره کرد.^[۷، ۲۹] در مقابل تحقیقات فینلی و مورایس اختلاف معنادار بین دو گروه گزارش نکردند.^[۳۵-۳۶] طبق نظر Inman عضله فوق خاری و عضله دلتوئید در بالا بردن دست در افراد سالم به یکدیگر کمک می‌کنند؛ بنابراین زمانی که فرد دستش را بالا می‌برد، افزایش فعالیت عضله فوق خاری می‌تواند دلیلی بر جبران کاهش فعالیت عضله دلتوئید میانی باشد تا فرد به سرعت و نیروی حرکت ثابت دست یابد.^[۳۷] همچنین افزایش فعالیت عضله سینه‌ای بزرگ (اگرچه معنادار نمی‌باشد) در حرکت چرخش خارجی به عنوان آنتاگونیسست با نظریه درد تطابق دارد و می‌توان آن را همانند فعالیت عضله پشتی بزرگ به عنوان مکانیزمی برای کاهش درد در پرتاب بیان نمود. عضله سینه‌ای بزرگ در هیچ‌کدام از تحقیقات مورد بررسی قرار نگرفته است. نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد ریتم عضلات شانه در افراد بیمار و سالم در حرکت پرتاب در دو سرعت متفاوت تغییر کرده است. به طور کلی فعالیت عضلات دوزنقه فوقانی، پشتی بزرگ، فوق خاری در افراد بیمار به طور معناداری بیشتر از افراد سالم و فعالیت عضله دلتوئید میانی در افراد بیمار نسبت به افراد سالم کمتر بوده است. با بررسی تحقیقات انجام شده هیچ تحقیقی که ریتم عضلات شانه را در حرکت پرتاب در افراد بیمار و سالم مورد بررسی قرار داده باشد، یافت نشد. به منظور جبران کاهش فعالیت عضله دلتوئید میانی فعالیت

عضله فوق خاری افزایش می‌یابد که منجر به ایجاد مکانیزمی می‌شود که درد افزایش یابد. همچنین افزایش فعالیت عضله دوزنقه فوقانی به منظور کاهش گیر افتادگی، منجر به تغییرات کینماتیکی و کینماتیکی در حرکت بالا بردن دست و ریتم عضلات شانه می‌شود؛ بنابراین برنامه‌هایی می‌بایست به منظور اصلاح نقص‌های به وجود آمده طراحی گردد. از محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: در این تحقیق برای همسان‌سازی سیگنال‌های عضلانی از فعالیت زیربیشینه استفاده شد، زیرا به علت درد در ناحیه شانه، افراد بیمار قادر به انجام فعالیت یک تکرار بیشینه نبودند؛ بنابراین نحوه نرمالیز کردن میزان فعالیت عضلات می‌تواند بر نتیجه تحقیق اثر گذاشته و معناداری آن را تحت تاثیر قرار دهد. همچنین برای تمامی عضلات از الکتروود سطحی استفاده شد که در تحقیقات آینده الکتروود سوزنی برای عضلات عمقی‌تر می‌تواند به کار رود.

نتیجه گیری

فعالیت تغییر یافته عضلات نشان‌دهنده فقدان تعادل و هماهنگی به دلیل نیاز به ثبات بیشتر کتف به جهت افزایش چرخش فوقانی کتف در افراد دارای سندرم درد شانه در حرکت پرتاب باشد که تغییرات ایجاد شده در پرتاب سریع بیشتر است. به طور کلی افزایش شدت فعالیت عضلانی می‌تواند به دلیل ضعف عضلانی باشد؛ بنابراین عضلات ذکر شده می‌تواند هدف اصلی به منظور کاهش درد و بهبود علائم سندرم درد شانه قرار گیرد. به علاوه نتایج تحقیق حاضر در هدفمند کردن تمرینات گرم کردن ورزشی به مربیان ورزشی جهت پیشگیری از آسیب کمک نموده و همچنین تقویت صحیح عضلات شانه‌ای به ورزشکاران سالم پرتابی توصیه می‌شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان‌نامه کارشناسی ارشد زهرا ذوالنور با راهنمایی استاد دکتر نادر فرهپور و دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو می‌باشد. بدین وسیله از تمام کسانی که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند، نهایت تشکر و قدردانی را دارم.

منابع

1. Birgit Castelein, Ann cools, Thierry Parlevliet, Barbara Cagnie. The influence of induced shoulder muscle pain on rotator cuff and scapulthoracic muscle activity during elevation of the arm. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2017; 26(3): 497-505
2. Gorostiaga EM, Granados C, Ibanez J, Gonzalez-Badillo JJ, Izquierdo M. Effects of an entire season on physical fitness changes in elite male handball players. *Medicine Science Sports Exercise*. 2006; 38(3): 357-366.
3. Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis J-Y, Gleizes-Cervera S, Calmels P. Shoulder Strength Imbalances as Injury Risk in Handball. *International Journal of Sports Medicine*. 2013; 34(8): 654-660
4. Filip Struyf, Barbara Cagnie, Ann Cools, Isabel Baert, Jolien Van Brempt, Pieter Struyf, Mira Meeus. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 22(6): 1-8.
5. Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, Meschke SA, Rundquist PJ. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *American J Sports Medicine*. 2004; 32(8): 484-93.
6. Neer CS. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surgery American*. 1972; 54(1): 41-50.
7. Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L. Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Journal of Muscle Nerve*. 2006; 34(5), 631-639.
8. Kh Ayatollahi, F. Okhovatian, K.K. Kalantari, A. Akbarzade Baghban. A comparison of scapulothoracic muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2016; 21(3): 719-724
9. Kevin E. Wilk PT, Dpt, Fapta. Christopher A. Arrigo MS, PT, ATC. Todd R. Hooks Pt, Atc, Ocs, Scs, Nremt-1, Cscs, Cmtpt, Faaopt. James R. Andrews MD. Rehabilitation of the Overhead Throwing Athlete: There Is More to It Than Just External Rotation/Internal Rotation Strengthening. *Advanced Sports Medicine Concepts and Controversies*. 2016; 8(3): 78-90
10. A M Cools, E Witvrouw, G A Declercq, G G Vanderstraeten, D C Cambier. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *Rehabilitation Sciences and Physiotherapy*. 2003; 38(5), 64- 68
11. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*. 2000; 80(3): 276-91.
12. Rachel Chester, Toby O Smith, Lee Hooper, John Dixon. The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *MBC Musculoskeletal Disorders*. 2010; 11(45), 1-12
13. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthopedic Sports Physical Therapy*. 2009; 39(2): 90-104.
14. Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2009; 23(9):519-523.

15. Oliver GD, Plummer HA, Keeley DW. Muscle activation patterns of the upper and lower extremity during the windmill softball pitch. *J Strength Conditioning Research*. 2011; 25(7): 1653-1658.
16. Rojas IL, Provencher MT, Bhatia S, Foucher KC, Bach BR Jr, et al. Biceps activity during windmill softball pitching: injury implications and comparison with overhand throwing. *American J Sports Medicine*. 2009; 37(4): 558-565.
17. Michener LA, Walsworth MK, Burnet EN. Effectiveness of rehabilitation for patients with subacromial impingement syndrome: a systematic review. *Journal of Hand Therapy*. 2004; 17(4): 152-64.
18. 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. *Shoulder Elbow Surgery*. 2008; 17(1): 48-53.
19. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31(4):542-549.
20. Louise PD, Jesper N, Poul DP, Annika W, Goran T, Thomas B, Lars R R, Michael K. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(3): 789 –799
21. Sherif Ali Taha, Abdel-Rahman Ibrahim Akl, Mohamed Ahmed Zayed, Electromyographic Analysis of Selected Upper Extremity Muscles during Jump Throwing in Handball. *Journal of Research gait*. 2015; 3(4): 79-84
22. Masaya Hiradhima, Hiroshi Kadota, Shizuka Sakurai, Katzotshi kudo and Tatsuyuki Ohtsuk. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overhead throwing. *Journal of Sports Sciences*. 2002; 20 (4), 301- 310
23. Criswell Eurnet. Surface electromyography. 2nd edition. United state. Jones & Bartlett Publisher; 2005. P. 307-308.
24. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. Development of recommendations for Semg sensors and sensor placement procedures. *Electromyography Kinesiology*. 2000; 10(5), 361-374
25. Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, Mahieu NN, Witvrouw EE. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Medicine Science Sports*. 2007; 17(4), 25–33.
26. Michaud M, Arsenault AB, Gravel D, Tremblay G, Simard TG. Muscular compensatory mechanism in the presence of a tendinitis of the supraspinatus. *American Journal of Physical Medicine*. 1987; 66(4):109–20
27. Ekstrom RA, Donatelli RA, Soderberg GL. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *Orthopedic Sports Physical Therapy*. 2003; 33(2), 247–58.
28. 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. *Electromyography of Kinesiology*. 2009; 19(5); 789–99.
29. Clisby E, Bitter NL, Sandow MJ, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S. Relative contributions of the infraspinatus and deltoid during external rotation in patients with symptomatic subacromial impingement. *Journal of Elbow and Shoulder Surgery*. 2008; 17(5) :87S-92S.
30. Brox JI, Røe C, Saugen E, Vøllestad NK. Isometric abduction muscle activation in patients with rotator cuff tendinosis of the shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.1997; 78(4): 1260-1267.
31. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, et al. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moire topographic analysis. *Clinical Orthopedic*. 1992; 28(3): 191–199.
32. Jin Yong Lim,PT, Jung Seok Lee, MS, PT, Bteong Mu Mun, Phd, PT, Tae Ho Kim Phs, PT. A comparison of trapezius muscle activities of different shoulder abduction angles and rotation conditions during prone horizontal abduction. *Physical Therapy Science*. 2015; 27(3): 97-100,
33. Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal impingement. *Orthopedic Sports Physical Therapy*. 2006; 36(7): 485-94.
34. 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 Physiology Pharmacology*. 1991; 69(4): 683-94.
35. Finley MA, McQuade MJ, Rodgers MM. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20(1): 32-40.
36. De Morais Faria CD, Fuscaldi Teixeira-Salmela L, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF. Scapular muscle activity with shoulder impingement during lowering of arms. *Clinical Journal of Sports Medicine*. 2008; 18(4): 130-136.
37. Inman, VT; Saunders, JB, Abbott , LC. Observation of the function of the shoulder joint. *Bone Joint surgery*.1994; 42(4): 1-30.