Research on Medicine

Original Article

The Quarterly journal of School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

2021 ;Vol.45; No.3

Effect of Some Shoulder Girdle Muscles Fatigue After a Resistance Training Session and a Volleyball Training Session on Scapular Resting Position and Scapulohumeral Rhythm Ratio

Seyed Hossein Hosseinimehr*[1], Mehrdad Anbarian[2]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Kurdistan, Iran

2. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran

(Received: 2020/03/3 Accept: 2020/06/16)

Abstract

Background and Aims: *Previous studies have shown that shoulder muscle fatigue has direct effects on scapula and humerus motions. Hence, kinematics of the shoulder joint depends largely on the muscles around it. The purpose of the present study was to investigate the effect of some shoulder girdle muscles fatigue after a resistance training session and a volleyball training session on scapular resting position and scapulohumeral rhythm ratio in volleyball players.*

Materials and Methods: *In a experimental study, a total of 30 male volleyball players were randomly selected. The fatigue protocol consisted of a resistance training session (front and back barbell shoulder press, wide grip lat pull-down, machine shoulder press, and chin up) and a volleyball training session. Two inclinometers were used to measure humeral abduction and scapular up or dawn ward rotation in scapular resting position, °90 ,°45, and °135 shoulder abduction in frontal plane. The participants performed humeral abduction with dominant shoulder in frontal plane. Scapulohumeral rhythm ratio was calculated from division humeral abduction to upward rotation of the scapula from scapular resting position to °90 ,°45, and °135 from °45 to °90 and from °90 to °135 humeral abduction in frontal plane. In the first session, scapular kinematic measurements were performed and then one of the fatigue protocols were performed randomly and finally scapular kinematic measurements were performed again. On the second session, other fatigue protocols were performed. Paired sample t-test was used to determine the difference between pretest and posttest. The level of significance was set at $\alpha < 0.05$.*

Results*: The results showed that shoulder girdle muscles fatigue after a volleyball training session has no significant effect on scapular resting position and scapulohumeral rhythm ratio ($p=0.14$). Also, it was found that shoulder girdle muscles fatigue after a resistance training session has no significant effect on scapular resting position but it has a significant effect on scapulohumeral rhythm ratio in °135 shoulder abduction ($p=0.03$).*

Conclusion*: It seems that excessive shoulder girdle muscles fatigue can result in scapulohumeral rhythm ratio dysfunction and shoulder disorders.*

Keywords: *Fatigue; Shoulder girdle muscles; Scapulohumeral rhythm; Scapular resting position*

**Corresponding author: Seyed Hossein Hosseinimehr*

Email: s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-10-30]

پژوهش در پزشکی
فصلنامه علمی پژوهشی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
مقاله پژوهشی
دور ۴۵، شماره ۳، ۱۴۰۰، صفحات ۶۷ تا ۷۱

مقایسه تاثیر یک جلسه تمرین مقاومتی و یک جلسه تمرین والیبال بر میزان ریتم اسکاپولوهومرال و اختلالات شانه

سیدحسین حسینی‌مهر[1*]، مهرداد عنبریان[2]

۱- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی ، دانشکده علوم انسانی واجتماعی ، دانشگاه کردستان ، سنندج ،کردستان ، ایران
۲- استاد گروه بیومکانیک ورزشی ،دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۱۳ پذیرش: ۱۳۹۹/۳/۲۷

چکیده:

سابقه و هدف: مطالعه‌های پیشین بیان کرده‌اند که خستگی عضلات شانه به طور مستقیم بر نحوه حرکت کتف و بازو تاثیر می‌گذارد. از این رو کینماتیک مفصل شانه به طور وسیع به عضلات اطراف آن بستگی دارد. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر خستگی برخی از عضلات کمربند شانه‌ای بعد از یک جلسه تمرین مقاومتی و یک جلسه تمرین والیبال بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در بازیکنان والیبال است.

مواد و روش ها: در یک مطالعه تجربی تعداد 30 بازیکن والیبال مرد به صورت تصادفی به‌عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. برای انجام پروتکل خستگی از یک جلسه تمرین مقاومتی (سرشانه با هالتر از جلو، لت پول، سرشانه از پشت با هالتر، پرس سرشانه و بارفیکس) و یک جلسه تمرین والیبال استفاده شد. از دو اینکلینومتر برای اندازه‌گیری ابداکشن شانه و میزان چرخش بالایی کتف در پوزیشن استراحت کتف، 45، 90 و135 درجه ابداکشن شانه در سطح فرونتال استفاده شد. آزمودنی‌ها ابداکشن بازو را با دست برتر در سطح فرونتال انجام می‌دادند. ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم میزان ابداکشن گلنوهومرال بر چرخش بالایی کتف از پوزیشن استراحت کتف تا 45 ، 90 ، 135 ، از 45 تا 90 و از 90 تا 135 درجه ابداکشن شانه در سطح فرونتال محاسبه شد. درجلسه نخست، ابتدا آزمون‌های مربوط به اندازه‌گیری کینماتیک کتف انجام می‌شد و سپس به صورت تصادفی یکی از پروتکل‌های خستگی اجرا می‌شد و در نهایت دوباره اندازه‌گیری‌های کینماتیک کتف انجام می‌شد. در جلسه دوم، پروتکل دیگر خستگی انجام می‌شد. از آزمون تی همبسته برای تعیین اختلاف معنادار بین پیش آزمون و پس آزمون استفاده شد. سطح معناداری برای تمامی آزمون‌ها کمتر از 0/05 در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی عضلات کمربند شانه‌ای بعد از یک جلسه تمرین والیبال تاثیر معناداری بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بازیکنان والیبال ندارد (p =0/14) همچنین بعد از اعمال پروتکل خستگی با تمرین‌های مقاومتی، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی و پایینی کتف در پوزیشن استراحت کتف وجود نداشت اما نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در 135 درجه ابداکشن شانه افزایش یافت (p =0/03).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد خستگی بیش از حد عضلات کمربند شانه‌ای می‌تواند سبب بر هم خوردن نسبت ریتم اسکاپولوهومرال و در پی آن اختلال‌های شانه شود.

واژگان کلیدی: خستگی، عضلات کمربند شانه‌ای، ریتم اسکاپولوهومرال، پوزیشن استراحت کتف

مقدمه

مطابق با نوع محرک با آن سازگار می‌شوند. پایداری استخوانی مفصل شانه زیاد قابل توجه نیست زیرا نبود تطابق میان سطوح مفصلی پروکسیمال استخوان بازو و حفره گلنوئید وجود دارد(۱). اضافه شدن لابروم فیبری غضروفی، همچنین حضور کپسول مفصلی و لیگامنت‌های مفصل گلنوهومرال پایداری مفصل شانه را افزایش می‌دهند. پایداری مفصل شانه علاوه بر ساختارهای تثبیت کننده ایستا، بیشتر توسط عضلات اطراف کمربند شانه حمایت می‌شود که پایداری دینامیکی شانه را تامین می‌کنند. پایداری دینامیکی مفصل شانه نتیجه کنترل عصبی عضلانی میان عضلات اسکاپولاتوراسیک و عضلات روتیتورکاف است. عضلات اسکاپولاتوراسیک با جهت‌گیری مناسب، ناپایداری در مفصل شانه را کاهش می‌دهند و عضلات روتیتورکاف با انقباض خود منجر به فشرده شدن سر بازو در حفره گلنوئید و همچنین با انقباض غیر متقارن خود سبب چرخش سر بازو در حرکت شانه می‌شوند(۲،۱).

درد شانه به طور فراوان در افرادی که بازوهای‌شان را به روش تکراری در انجام کار یا فعالیت‌های تفریحی بالا می‌برند، گزارش شده است(۳،۲). متغیرهای مختلفی به عنوان فاکتورهای خطر برای توسعه درد شانه گزارش شده است؛ از جمله این موارد می‌توان به استفاده تکراری بسیار زیاد بازو و کار با بازو در پوزیشن الویشن با بارهای سنگین اشاره کرد(۴،۵).

نویسنده مسئول: سید حسین حسینی مهر
پست الکترونیک: *s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir*

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-10-30]

اگر چه مدارکی برای حمایت از ارتباط میان استفاده تکراری بازو و توسعه درد شانه وجود دارد اما چالشی در مدارکی که این موضوع را بررسی می‌کنند وجود دارد که چگونه استفاده تکراری بازو در درد شانه نقش دارد؟ یکی از مکانیسم‌های بیومکانیکی که ممکن است این ارتباط را توضیح دهد تغییر کینماتیک‌های کتف و بازو به طور ثانویه با خستگی عضلات کمربند شانه است. مطالعه‌ها نشان داده‌اند که در هنگام خستگی عضلات شانه، مکانیسم مفصل تغییر می‌کند؛ بنابراین ممکن است منجر به ایجاد پاتولوژی‌هایی مانند التهاب تاندون، گیرافتادگی و حتی نیمه دررفتگی یا دررفتگی شود. به علاوه خستگی عضلات شانه به طور مستقیم بر نحوه حرکت کتف و بازو تاثیر می‌گذارد. از این رو کینماتیک مفصل شانه به طور وسیع به عضلات اطراف آن بستگی دارد. خستگی در هر یک از این عضلات می‌تواند منجر به تغییر در کینماتیک نرمال کتف و مجموعه شانه شود(۷،۶).

به طور کلی تناقضی که در نتایج مطالعه‌های پیشین وجود دارد این است که آیا خستگی عضلات منجر به افزایش یا کاهش چرخش بالایی کتف و در پی آن تغییرهایی در ریتم اسکاپولوهومرال می‌شود. از نظر بیومکانیکی حرکت هماهنگ میان مفصل اسکاپولاتوراسیک و گلنوهومرال به عنوان ریتم اسکاپولوهومرال نامیده شده است(۸). Inman و همکارانش نسبت میان حرکت مفصل گلنوهومرال به اسکاپولوتوراسیک را نزدیک به ۲:۱ تخمین زده‌اند(۸). شانه‌های با ناپایداری چند جهته یک نسبت افزایشی دارند در حالی‌که شانه‌های با سندروم گیرافتادگی یا پارگی عضلات روتیتورکاف گرایش به کاهش این نسبت دارند(۹،۸). نقص ریتم طبیعی اسکاپولوهومرال می‌تواند بیمار را به پاتولوژی مفصل گلنوهومرال مستعد کند. مطالعه Glousman و همکارانش (۱۹۸۸) نشان داد که ضعف عضله دندانه‌ای قدامی یا تحت کتفی پرتاب‌کنندگان بیسبال، علایم التهاب تاندون عضلات روتیتورکاف را توسعه می‌دهد(۱۰). این علایم شامل گیرافتادگی و توسعه التهاب تاندون به دلیل مختل شدن (برهم خوردن) جهت‌گیری قوس غرابی‌اخرومی، فشار وارد آمدن بر عضلات روتیتورکاف میان برجستگی بزرگ استخوان بازو و زائده اکرومیون، در قوس حرکت است. Tsai و همکارانش (۲۰۰۳) آثار خستگی عضلات بر تیلت کتف و چرخش خارجی را گزارش کردند. آن‌ها کاهش تیلت خلفی و چرخش خارجی را بعد از اینکه عضلات چرخاننده خارجی خسته شده بودند، دریافتند(۱۱). Luo و shih (۲۰۱۸) نشان داده اندکه فعالیت عضلات بالایی کتف افزایش می یابد و این چرخش در دامنه ۹۰ تا ۱۲۰ درجه افزایش می یابد (۱۲).

با توضیح‌های بالا مشخص می‌شود که عضلات اطراف مجموعه شانه نقش مهمی در پایداری دینامیکی مجموعه شانه دارند. مطالعه‌های متعددی به بررسی عوامل مختلف روی ریتم اسکاپولوهومرال پرداخته‌اند(۱۶-۱۳) اما یکی از زمینه‌های مهم، بررسی تاثیر خستگی و نوع پروتکل ایجاد خستگی روی کینماتیک کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال است.

در این مطالعه، ما قصد بررسی تاثیر دو نوع پروتکل خستگی روی پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال را داریم. یک پروتکل خستگی ناشی از یک جلسه تمرین والیبال است که در واقع خستگی ناشی از رشته ورزشی ورزشکار است و پروتکل دیگر خستگی ناشی از یک جلسه تمرین مقاومتی که بیشتر عضلات اندام فوقانی و تنه را درگیر می‌کند، است. در واقع سوال‌های این تحقیق این است که در ابتدا آیا خستگی عضلات کمربند شانه بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن بازو تاثیری دارد؟ همچنین آیا نوع پروتکل خستگی تاثیر متفاوتی بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن بازو می‌گذارد؟ فرضیه ما این است که نوع پروتکل خستگی تاثیر متفاوتی بر پوزیشن استراحت کتف و ریتم اسکاپولوهومرال می‌گذارد و خستگی عضلات مجموعه شانه سبب تغییر در پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال می‌شود.

مواد و روش ها

پژوهش حاضر از نوع تجربی و با طرح پیش آزمون- پس‌آزمون است. جامعه آماری تحقیق حاضر را بازیکنان والیبال شهر سنندج تشکیل دادند. تعداد ۳۰ نفر به عنوان نمونه آماری به روش تصادفی ساده انتخاب شدند. در ابتدا در یک جلسه توجیهی هدف از تحقیق و روش کار برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. سپس از بین افراد داوطلب، افراد واجد شرایط برای تحقیق انتخاب شدند. از تمامی آزمودنی‌ها رضایت‌نامه شرکت در پژوهش کسب شد. برای اطلاع از ویژگی‌های دموگرافیک (سن، قد، جرم، شاخص توده بدنی و ...) و سایر اطلاعات در مورد سلامت و تندرستی از پرسش‌نامه محقق ساخته استفاده شد(ICC=۰،۸۶). افرادی که ناهنجاری‌های شانه و گردن، نظیر سر به جلو و شانه گرد و ناهنجاری‌های ستون فقرات داشتند از مطالعه خارج می‌شدند. همچنین افرادی که سابقه درد در ناحیه گردن، شانه، ناحیه بالای سینه، پشت و بازو را در شش ماه گذشته داشتند از تحقیق خارج می‌شدند. تمامی آزمودنی‌های تحقیق حداقل سابقه دو سال بازی در تیم‌های والیبال دانشگاهی و باشگاهی و حداقل دو جلسه تمرین والیبال در هفته را داشتند.

در این تحقیق برای ایجاد خستگی از دو پروتکل استفاده شد. پروتکل اول، خستگی ناشی از یک جلسه تمرین والیبال بود به طوری که خستگی ناشی از یک جلسه تمرین والبال مد نظر قرار گرفته می‌شد. پروتکل دوم خستگی با استفاده از تمرین‌های با وزنه و شامل حرکت‌های لت پول، سرشانه با هالتر ازجلو و پشت، پرس سر شانه و بارفیکس بود. برای تمامی آیتم‌ها ابتدا حداکثر قدرت در هر حرکت (لت پول، سرشانه با هالتر ازجلو و پشت، پرس سرشانه) برای هر فرد محاسبه می‌شد و سپس مقدار ۶۰ درصد حداکثر قدرت در شش مرتبه تکرار می‌شد. در حرکت بارفیکس که آخرین حرکت بود، آزمودنی تا حد توان (واماندگی) حرکت را انجام می‌داد. مدت زمان استراحت بین هر حرکت۳۰ ثانیه بود. ترتیب اجرای حرکت‌های با وزنه برای ایجاد پروتکل خستگی به شرح زیر بود:

۱- حرکت لت پول، ۲- سرشانه با هالتر ازجلو، ۳- پرس سرشانه، ۴- سرشانه از پشت، ۵- بارفیکس. البته باید خاطر نشان کرد که هر کدام از آزمودنی‌ها توسط آزمون‌گر مدت ۱۰ دقیقه تمرین‌های کششی را قبل از انجام پروتکل انجام می‌داد.

در جلسه نخست، ابتدا اندازه‌گیری‌های مربوط به کینماتیک کتف انجام می‌شد. سپس آزمودنی یکی از پروتکل‌های خستگی را به صورت تصادفی انجام می‌داد و بلافاصله بعد از پروتکل خستگی دوباره اندازه‌گیری‌های مربوط به کینماتیک کتف انجام می‌شد. در جلسه دوم که سه روز فاصله با جلسه اول داشت، پروتکل دیگر خستگی اجرا می‌شد و اندازه‌گیری‌های مربوط به کینماتیک کتف پیش و پس از پروتکل خستگی اجرا می‌شد.

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی بازو و کتف از اینکلینومتر استفاده شد (۰/۹۱-۰/۸۶ = ICC). ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم ابداکشن بازو بر چرخش بالایی کتف در زوایای ۴۵،۹۰، ۱۳۵، از ۴۵ تا ۹۰ و از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در صفحه فرونتال محاسبه شد(۱۷). در این مطالعه برای بررسی ریتم اسکاپولوهومرال از دو اینکلینومتر استفاده شد. یک اینکلینومتر برای اندازه‌گیری میزان الویشن شانه و اینکلینومتر دیگر برای اندازه‌گیری میزان چرخش بالایی کتف استفاده شد. در ابتدا از آزمودنی خواسته می‌شد تا بدون کفش و فاصله پاها به اندازه عرض شانه بایستد. مفصل آرنج در حالت اکستنشن کامل بود و دست‌ها در کنار بدن (روی قسمت خارجی ران) قرار می‌گرفت. اینکلینومتر اول به‌طور عمودی به طور دقیق روی برجستگی دالی(محل اتصال سر متحرک عضله دلتوئید) با استفاده از یک نوار به بازو متصل شده بود. اینکلینومتر دوم روی خارکتف قرار می گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد تا به‌طور فعال ابداکشن بازوی برتر را انجام دهد و در ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه نگه دارد (شکل۱). پوزیشن استراحت کتف در وضعیتی که دست‌ها در کنار بدن بود (میزان چرخش بالایی/ پایینی) با استفاده از اینکلینومتر دوم اندازه‌گیری می‌شد(۱۷). ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم‌کردن میزان ابداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه می شد(۱۷). آزمودنی حرکت را در



شکل ۱. تصویری از نحوه اندازه‌گیری چرخش بالایی کتف و ابداکشن ۹۰ درجه بازو

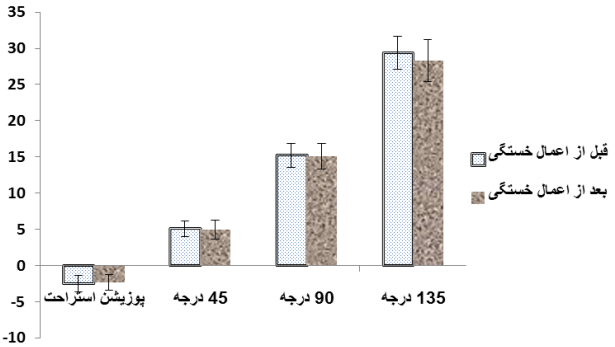
[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-10-30]

ابداکشن ۴۵،۹۰ و ۱۳۵ درجه نگه داشته و مقدار عددی دو اینکلینومتر یادداشت و جهت محاسبه ریتم استفاده می‌شد. ریتم اسکاپولوهومرال از پوزیشن استراحت کتف تا ۴۵، ۹۰، ۱۳۵، از ۴۵ تا ۹۰ واز ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه محاسبه می‌شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار انجام می داد و میانگین سه حرکت برای تجزیه و تحلیل استفاده می‌شد.

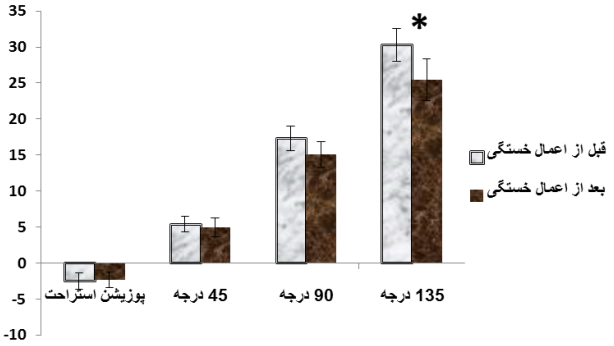
برای آزمون فرضیه‌های تحقیق از آمار استنباطی شامل آزمون کالموگروف - اسمیرنف برای تعیین نرمال‌بودن داده‌ها، آزمون تی همبسته برای مقایسه نتایج پیش آزمون و پس آزمون استفاده شد. سطح معناداری برای تمامی آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام شد.

یافته‌ها

نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی عضلات کمربند شانه‌ای بعد از یک جلسه تمرین والیبال تاثیر معناداری بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بازیکنان والیبال ندارد (نمودار۱) ($p>0/05$) همچنین بعد از اعمال پروتکل خستگی با تمرین‌های مقاومتی، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی و پایینی کتف در پوزیشن استراحت کتف وجود نداشت (نمودار۲) اما نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه افزایش یافت ($p<0/05$).



نمودار۱. میزان چرخش بالایی کتف بعد از اعمال پروتکل خستگی ناشی از یک جلسه تمرین والیبال



نمودار۲. میزان چرخش بالایی کتف بعد از اعمال پروتکل خستگی ناشی از یک جلسه تمرین‌های مقاومتی

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که خستگی عضلات کمربند شانه ای بعد از یک جلسه تمرین والیبال تاثیر معناداری بر پوزیشن استراحت کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بازیکنان والیبال ندارد. همچنین بعد از اعمال پروتکل خستگی با تمرین های مقاومتی، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی و پایینی کتف در پوزیشن استراحت کتف وجود نداشت اما نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه افزایش یافت.

مهم ترین یافته این مطالعه این است که نوع پروتکل خستگی تاثیر متفاوتی بر کینماتیک کتف می‌گذارد. در این تحقیق ما از دو نوع پروتکل خستگی استفاده کردیم؛ یکی پروتکل خستگی که مربوط به رشته ورزشی ورزشکار است و ورزشکار بیشتر با آن درگیر است و دیگر یک نوع پروتکل که کم و بیش با فشار بیشتر و با استفاده از اعمال بار بیشتر بر عضلات اصلی درگیر در رشته ورزشی والیبال که از ورزش‌های بالای سر (حرکت دست در بالای سر بیشتر انجام می‌شود) است را درگیر می‌کند. دلیل انتخاب این رشته ورزشی این بود که مطالعه‌های پیشین بیان کرده‌اند که درد شانه بیشتر در افرادی که فعالیت‌های بالای سر تکراری انجام می‌دهند بیشتر است. به همین دلیل این رشته ورزشی را محققان این مطالعه انتخاب کردند(۱۳). در بخش اول نتایج تحقیق، مشاهده شد که خستگی ناشی از یک جلسه تمرین والیبال تاثیری بر پوزیشن استراحت کتف (چرخش بالایی/ پایینی کتف) و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن بازو در سطح فرونتال ندارد. به نظر می‌رسد در این مورد، خستگی ناشی از تمرین، تغییر زیادی در فعالیت عضلات اطراف کتف ایجاد نکرده که منجر به تغییر کینماتیک کتف شود. اما در بخش دوم مطالعه ما مشاهده کردیم که خستگی ناشی از تمرین‌های مقاومتی (اعمال بار بیشتر بر عضلات اطراف شانه) هر چند در پوزیشن استراحت کتف تغییری ایجاد نکرد اما در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۱۳۵ ابداکشن شانه تغییر ایجاد کرد و سبب افزایش نسبت ریتم اسکاپولوهومرال شد. در مورد این موضوع ابتدا باید خاطر نشان کرد که نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم ابداکشن مفصل گلنوهومرال بر میزان چرخش بالایی کتف اتفاق می‌افتد. در واقع، با توجه به فرمول محاسبه نسبت ریتم اسکاپولوهومرال مشخص می‌شود که هر چه میزان چرخش بالایی کتف کمتر باشد، نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بیشتر می‌شود. بنابراین اگر بعد از ایجاد پروتکل خستگی با تمرین‌های مقاومتی نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه نسبت ریتم اسکاپولوهومرال افزایش داشته، بدین معنی است که در این زاویه، کتف چرخش بالایی کمتری داشته است. Luo و shih (۲۰۱۸) در مطالعه خود گزارش کردند که خستگی عضلات کتف سبب می‌شود که در ۱۲۰ درجه ابداکشن بازو در صفحه کتف، تیلت خلفی کتف کاهش، چرخش داخلی افزایش و چرخش بالایی کتف نیز افزایش یابد(۱۲). در بررسی نتایج مطالعه این محققان با مطالعه حاضر باید این نکته را خاطر نشان کرد که ممکن است دلیل تناقض در نتایج این دو مطالعه مربوط به نوع پروتکل خستگی استفاده شده و همچنین ارزیابی کینماتیک کتف در سطوح مختلف حرکتی بازو باشد به طوری‌که Luo و shih از نگه‌داری وضعیت شنای سوئدی به عنوان پروتکل خستگی استفاده کرده بودند و ابداکشن بازو را در سطح کتف بررسی کرده بودند در حالی‌که در مطالعه حاضر دو نوع پروتکل خستگی ناشی از یک جلسه تمرین ورزشی مربوط به رشته ورزشی ورزشکار و یک جلسه تمرین مقاومتی استفاده شده بود و از طرف دیگر در تحقیق حاضر ابداکشن بازو در سطح فرونتال بررسی شده بود.

به طور کلی کتف به هنگام حرکت بازو، وضعیتی به خود می‌گیرد که یک پوزیشن مناسب برای سر بازو ایجاد کند و هنگام حرکت، سر بازو به طور محکم در حفره گلنوئید قرار بگیرد و از نیمه دررفتگی و دررفتگی آن جلوگیری شود. از طرف دیگر همزمان که بازو به بالا حرکت می‌کند (به خصوص از ۹۰ درجه ابداکشن) برای جلوگیری از برخورد برجستگی بزرگ بازو به حفره تحت اخرمی و جلوگیری از فشار به ساختارهایی که در این حفره قرار دارند، کتف باید پوزیشنی اتخاذ کند که از این اتفاق جلوگیری کند. هر چند که بازو نیز با چرخش خارجی خود می‌تواند نقش مهمی در پیشگیری از این اتفاق داشته باشد. به طور کلی مطالعه‌های پیشین نشان داده‌اند هنگامی که بازو به بالا حرکت می‌کند کتف چرخش بالایی، چرخش خارجی و تیلت خلفی پیدا می‌کند. در واقع این حرکت‌ها، حرکت‌های مناسب برای جلوگیری از تحت فشار قرار گرفتن بافت‌های نرم در فضای تحت اخرمی است. پس کاهش هر کدام از این حرکت‌ها (چرخش بالایی، چرخش خارجی، تیلت خلفی کتف) می‌تواند سبب درد شانه شود(۴). البته باید خاطر نشان کرد که مکانیسم‌های جبرانی نیز در این زمینه دخالت دارند. در واقع مطالعه‌ها نشان داده‌اند که عضلات با افزایش و کاهش فعالیت خود ممکن است نقص فعالیت یا حرکت را در بخشی جبران کنند اما این مکانیسم جبرانی

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-10-30]

نیز تا حدی می‌تواند پاسخگوی نیاز مکانیکی باشد و بر اثر استفاده بیش از حد از این مکانیسم و فعالیت افزایشی جبرانی عضلات، می‌تواند زمینه ساز بسیاری از اختلال‌های شانه شود(۱۲،۴). نتایج مطالعه ما در قسمت ایجاد پروتکل خستگی با اعمال بار مقامتی نشان داد که در ۱۳۵درجه ابداکشن شانه کتف چرخش بالایی کمتری داشته که منجر به افزایش نسبت ریتم اسکاپولوهومرال شده است. این نکته بیانگر این موضوع است که هر چند یک جلسه خستگی ناشی از تمرین رشته ورزشی (والیبال) تاثیری بر کینماتیک کتف نمی‌گذارد اما خستگی ناشی از اعمال بار بیشتر می‌تواند سبب بر هم خوردن کینماتیک نرمال کتف و در پی آن درد در ناحیه شانه شود. از این رو با توجه به نتایج تحقیق حاضر به نظر می‌رسد که نوع پروتکل خستگی (ماهیت برنامه‌های تمرینی از نظر شدت، تکرار و میزان بار) می‌تواند تاثیر متفاوتی بر ریتم اسکاپولوهومرال داشته باشد و این مورد می‌تواند به عنوان یک راهنما مورد استفاده مربیان ورزشی و متخصصان توانبخشی قرار گیرد. یکی از محدودیت‌های تحقیق حاضر این بود که میزان خستگی عضلات به صورت انفرادی بررسی نشده بود. هر چند در این پروتکل، آزمودنی تا حد واماندگی آخرین حرکت (بارفیکس) را برای خستگی عضلات کمربند شانه‌ای انجام می‌داد، پیشنهاد می‌شود تحقیقی در همین راستا و با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی برای تعیین میزان خستگی عضلات مختلف و تاثیر آن بر ریتم اسکاپولوهومرال انجام گیرد. از طرف دیگر با توجه به اینکه حرکت‌های دست در والیبال تنها در سطح فرونتال انجام نمی‌شود به نظر می‌رسد انجام این مطالعه و بررسی آن در سطوح دیگر حرکتی نیز می‌تواند به عنوان یک پیشنهاد پژوهشی برای محققان آینده توصیه شود.

تشکر و قدردانی

محققان این مطالعه بر خود لازم می‌دانند که از تمامی آزمودنی‌هایی که در این تحقیق همکاری کردند و همچنین از دانشگاه کردستان برای حمایت مالی از این مطالعه تشکر و قدردانی کنند.

منابع:

1. Roberto L, Peter K, Benjamin M. Shoulder biomechanics. Eur J Radiol. 2008; 68:16-24.
2. Ann M. Cools, Fredrik R. Johansson, Dorien Borms, Annelies Maenhout. Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. Braz J Phys Ther. 2015; 19(5): 331–339.
3. Wang, H.K., Cochrane, T., A descriptive epidemiological study of shoulder injury in top level English male volleyball players, International Journal of Sports Medicine 22(2) (2001) 159–163.
4. Frost, P., Bonde, J.P., Mikkelsen, S., Andersen, J.H., Fallentin, N., Kaergaard, A., Thomsen J.F., Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work, American Journal of Industrial Medicine 41 (1) (2002) 11–18.
5. Beach J, Senthilselvan A, Cherry N. Factors affecting work-related shoulder pain. Occup Med 2012;62(6):451-4.
6. Umehara J, Kusano K, Nakamura M, Morishita K, Nishishita S, Tanaka H, Shimizu I, Ichihashi N. Scapular kinematic and shoulder muscle activity alterations after serratus anterior muscle fatigue. J Shoulder Elbow Surg. 2018;27(7):1205-1213.
7. Joshi M1, Thigpen CA, Bunn K, Karas SG, Padua DA. Shoulder external rotation fatigue and scapular muscle activation and kinematics in overhead athletes. J Athl Train. 2011;46(4):349-57
8. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observation on the function of the shoulder joint. Bone J Surg 1994; 26:1-31.
9.Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. J Athlet Train 2000; 35(3):248–55.
10. Glousman R, Jobe F, Tibone J, et al. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. J Bone Joint Surg 1988; 70A:220–6.
11. Tsai, N.T., McClure, P.W., Karduna, A.R., Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 84 (7) (2003) 1000–1005.
12. Luo G, Shih Y. The effects of scapular muscle fatigue on scapular sensorimotor system. Ann Phys Rehabil Med 2018; 61: 355-6
13.Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J. Khosravi MT. The Comparison of Scapular Upward Rotation and Scapulohumeral Rhythm between Dominant and non-dominant Shoulder in Male Overhead Athletes and Non-athletes. Man Ther 2015; 20(6):758-62.
14. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT. The effect of age on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in healthly people during shoulder abduction. J Urmia Univ Med Sc. 2014; 25 (9):803-9. (Persian)
15. Hosseinimehr SH, Anbarian M. The evaluation of symmetric resting scapular posture and scapulohumeral rhythm ratio between dominant and non-dominant shoulders in elderly subjects in different humeral abduction angles. Studies in Medical Sciences. 2019; 30(11): 876-882. (Persian)
16. Hosseinimehr SH, Anbarian M. Effects of frontal, sagittal, and scapular surfaces on the upper and upper scapular surfaces of the scapula and the scapular rhythm. Research in Medicine. 2019; 43 (1) :23-27. (Persian)
17. Struyf F, Nijs J, Horsten S, Mottram S, Truijen S, Meeusen R. Scapular positioning and motor control in children and adults: A study using clinical measures. J Man Ther. 2011; 16:155-60

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-10-30]