

مقایسه خستگی گروه‌هایی از عضلات کمر بند شانه‌ای طی یک مسابقه‌ی شبیه سازی شده

کشتی آزاد

سجاد معینی^۱، فرج فتاحی^۲، راضیه داودی^۳، علی معینی^۴، حسین ابراهیم^۵

۱. دانشجوی کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

۲. دانشجوی دکتری آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسئول)، تلفن ثابت: 061-33385469، farajfatahi92@yahoo.com.

۳. کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، مدرس مدعو دانشگاه پیام نور اهواز، اهواز، ایران.

۴. دانشجوی کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشگاه مازندران، ساری، ایران.

۵. دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

چکیده

مقدمه: آسیب‌های شانه از آسیب‌های شایع در کشتی است که علاوه بر ایجاد مشکلات عملکردی، باعث مشکلات روانی در فرد شده و در صورت بالا بودن شدت آسیب، منجر به ترک ورزش می‌شود. ازسوی دیگر خستگی یکی از عوامل مهم خطر ساز آسیب بشمار می‌رود. بنابراین هدف از انجام این مطالعه مقایسه خستگی گروه‌هایی از عضلات کمر بند شانه‌ای طی یک مسابقه شبیه‌سازی شده کشتی آزاد می‌باشد.

روش بررسی: به‌همین منظور 14 کشتی‌گیر غیر حرفه‌ای (سن $20/7 \pm 3/2$ سال، وزن $70/3 \pm 12/9$ kg، قد $174/2 \pm 5/8$ cm) به‌صورت در دسترس انتخاب شده، آزمون شدند. پس از گرم کردن ابتدایی، نیروی ده گروه عضلانی ناحیه شانه هر دو دست با نیروسنج کششی-فشاری اندازه‌گیری شد، پس از انجام دو تایم سه دقیقه‌ای کشتی با شدت بالا با 30 ثانیه استراحت بین دو تایم، این اندازه‌گیری تکرار و درصد افت نیروی هر حرکت محاسبه گردید. از آزمون t وابسته جهت تعیین اختلاف میانگین‌های پیش و پس آزمون استفاده شد.

نتایج: یافته‌ها نشان دادند که خستگی معنادار در تمام حرکات منتخب در هر دو دست، به‌جز اکسترنال روتاتورهای دست غیر برتر بوجود آمده است ($p \leq 0/05$)، بیشترین خستگی در عضلات تثبیت کننده استخوان کتف (ری‌ترکتور، پروترکتور و الویتور) رخ داد.

نتیجه گیری: از نتایج به دست آمده می‌توان جهت طراحی برنامه بدنسازی به‌منظور پیشگیری از آسیب‌های شانه و بهبود کیفیت کشتی استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی: استقامت عضلانی، خستگی، چرخاننده‌های سردستی، ثبات دهنده‌های کتف، کشتی رقابتی.

وصول مقاله: 94/5/6 اصلاحیه نهایی: 94/9/15 پذیرش: 94/9/17

مقدمه

می‌تواند بر روی استحکام مفاصل نیز تأثیر منفی داشته باشد. جوشی و همکاران بیان کردند که بعد از پروتکل خستگی در عضلات ناحیه کتف فعالیت عضلات این ناحیه کاهش و دامنه حرکتی چرخش به سمت بالا طی عمل عملکردی افزایش یافت (6). خستگی در روتاتورکافها ممکن است باعث ایجاد اختلال در حرکت مفصل گلنومرال شود (7). موضوع توجه به استقامت عضلات کمر بند شانه و مهم‌تر از آن هماهنگی⁵ و بالانس بین گروه‌های مختلف عضلانی درگیر زمانی اهمیت بیشتری پیدا می‌کند که ورزش موردنظر شامل حرکات پی‌درپی اندام فوقانی با اعمال نیروی زیاد باشد. ورزش کشتی یکی از ورزش‌های رقابتی و پرطرفدار است که شامل حرکات پی‌درپی اندام فوقانی در موقعیت‌ها و زوایای مختلف می‌باشد و در صورت عدم وجود ضعف و کاهش استقامت در عضلات این ناحیه، زمینه بروز آسیب در مفصل، به دلیل خستگی عضلات گذر کننده از آن و ایجاد پرکاری بوجود می‌آید (8). همین امر باعث ایجاد آسیب‌های ریز (میکروتراوما) شده، در نهایت منجر به آسیب‌های بزرگ‌تر و جدی‌تر (ماکروتراوما) در بافت‌های مختلف این اندام مخصوصاً در طول مسابقات می‌شود (9).

از جمله عضلات مهم درگیر در استحکام پویای این مفصل عضلات روتاتورکاف⁶، دلتوئید⁷ و همچنین عضلات نگه‌دارنده استخوان کتف بر روی قفسه سینه می‌باشند. این عضلات نقش مهمی در نگهداری سر استخوان بازو، استحکام پویای مفصل شانه و کتف و حرکت روان و هماهنگ استخوان کتف بر روی قفسه سینه دارند (10-12). از سوی دیگر حرکت آزاد و روان مفصل شانه ارتباط تنگاتنگی با موقعیت و حرکت استخوان کتف بر روی قفسه سینه دارد (13). در واقع یک ارتباط چندجانبه بین عدم

خستگی عضلانی به‌عنوان یکی از عوامل خطر ساز مهم در بروز آسیب‌های ورزشی بخصوص در ورزش‌های رقابتی امری اجتناب‌ناپذیر بوده، توجه به این مهم در پیشگیری از آسیب‌های ورزشی بسیار ضروری می‌باشد (2و1). از طرف دیگر مفصل شانه بخش بزرگی از استحکام خود را از طریق عضلات احاطه‌کننده خود تأمین می‌کند و نقش عضلات در استحکام پویای این مفصل بسیار حائز اهمیت می‌باشد (3). استقامت عضلانی¹ به‌عنوان یکی از مهم‌ترین فاکتورهای آمادگی جسمانی، مقاومت عضلات در برابر خستگی² زودرس در فعالیت‌های بدنی تعریف می‌شود که در نهایت این خستگی منجر به کاهش کنترل عضلات بر مفصلی که از آن می‌گذرند شده که امکان آسیب به بافت‌های نرم اطراف مفصل را در اثر حرکت کنترل نشده بافت سخت افزایش می‌دهد (3). در میان اندام فوقانی مفصل شانه به دلیل موقعیت آناتومیکی و نیاز به تحرک بیشتر نسبت به دیگر اندام بدن، دارای اتصال استخوانی و مفصلی محکمی نیست و تنها اتصال استخوانی موجود مفصل جناغی - ترقوه ای³ می‌باشد (4). عضلات در اندام فوقانی علاوه بر نقش ایجاد تحرک، نقش بسیار مهم تأمین استحکام پویای مفصلی، چه در مفصل شانه و چه در مفصل سینه‌ای، کتفی⁴ را نیز به عهده دارند (5).

با توجه به این نکته که انجام هر ورزش خاص و یا حتی هرگونه فعالیت بدنی (جدای از ورزش)، مستلزم حرکات خاصی در مفصل شانه و در نتیجه بکارگیری گروه‌های عضلانی خاصی با الگوی منحصر به فردی می‌باشد، لذا انجام تحقیقاتی در هر ورزش به‌صورت تخصصی جهت آگاهی از این امر که کدام یک از این گروه‌های عضلانی طی حرکات تخصصی آن ورزش بیشتر بکار گرفته می‌شوند لازم و ضروری به نظر می‌رسد. زیرا خستگی در عضلات مختلف

¹ Muscle endurance² fatigue³ SC joint⁴ Scapulothoracic joint⁵ coordination⁶ Rotator cuff⁷ Deltoid

روش بررسی

این مطالعه از نوع مداخله‌ای و نیمه تجربی بود. بر اساس مطالعات قبلی و اینکه در مطالعات نیمه تجربی معمولاً 15-10 نفر استفاده می‌شود برای این مطالعه 14 کشتی‌گیر غیر حرفه‌ای مرد (20 و 21) (سن $20/7 \pm 3/2$ سال، وزن $70/3 \pm 12/9$ kg، قد $174/2 \pm 5/8$ cm) به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب و برای شرکت در این مطالعه به آزمایشگاه دعوت شدند. شرایط ورود به مطالعه به این صورت بود که فرد آزمون دهنده باید حداقل به مدت دو سال سابقه ورزش کشتی را به طور منظم سه جلسه‌ی 1/5 ساعته در هفته تمرین کشتی داشته و در طول این یک سال حداقل در دو مسابقه سطح شهرستان به بالا شرکت کرده باشد. همچنین سابقه‌ی آسیب شدید (آسیبی که منجر به بیش از یک هفته محرومیت از تمرین شود) در ناحیه‌ی مفصل شانه و گردن را نداشته باشد. پس از آن فرم اطلاعات شامل سن، وزن، قد، سابقه، سمت برتر بدن، وضعیت سلامت ناحیه کمر بند شانه‌ای، تعداد مسابقه شرکت کرده و مقام‌های کسب شده طی یک سال گذشته و همچنین فرم رضایت‌نامه تکمیل می‌شد.

در ادامه پس از علامت گذاری نقاط آناتومیکی‌ای که محل استقرار دستگاه نیروسنج را مشخص می‌کرد (شامل نقطه وسط لبه‌ی داخلی استخوان کتف، زائده آکرومیون، زائده آرنجی و استخوان نخودی مچ دست) و همچنین ارائه توضیحاتی از نحوه اجرای آزمون و اهداف آن و توجیه آزمودنی جهت اعمال حداکثر نیرو هنگام اندازه‌گیری نیرو، آزمودنی جهت انجام عمل گرم کردن به مدت 10 دقیقه هدایت شد. پس از آن به منظور ایجاد آمادگی روانی و آمادگی عضلات جهت اعمال حداکثر نیرو از آزمودنی خواسته شد به مدت 5 دقیقه حرکات مرور فن کشتی به صورت زیرگیری رفت و برگشتی و کتف زدن به صورت زیر بیشینه را انجام دهد. سپس آزمودنی بر روی تخت مخصوص اندازه‌گیری نیرو که توسط محقق طراحی و

تعادل عضلانی و ایمنی‌جنمت شانه و ناکارآمدی یا تغییر در عملکرد استخوان کتف وجود دارد (15 و 14 و 11).

در مجموع می‌توان گفت که ناهماهنگی‌های موقعیتی استخوان کتف و تغییر در تحرک صحیح آن در کل با آسیب‌های شانه (ایمنی‌جنمت، پارگی و آسیب‌های تاندونی روتیتور کاف‌ها، عدم استحکام مفصل گلهومرال، کپسول چسبنده شانه و خشکی مفصل شانه) ارتباط تنگاتنگی دارند (16 و 17).

تقریباً در تمام فنون کشتی (آزاد و فرنگی) استفاده از اندام فوقانی ضروری است. در این میان مفصل شانه و عضلات کمر بند شانه‌ای، چه در موقع اعمال نیرو به بدن حریف برای اجرای فن و چه در زمان اعمال نیرو به تشک یا بدن حریف به منظور دفاع در مقابل اجرای فن حریف، دائماً در حال حرکت همراه با اعمال نیرو می‌باشد. همچنین در کشتی آزاد، فرد بیشترین زمان کشتی را در وضعیتی با ستون فقرات خم شده و دستان کشیده رو به جلو طی می‌کند و این موقعیت باعث بوجود آمدن ناهنجاری کایفوزیس¹ در آزادکاران می‌شود (18). از طرفی در موقعیت کایفوزیس سینه‌ای، استخوان کتف به حالت پروترکشن² درآمده و تغییر پوزیشن واضحی پیدا می‌کند و همین امر موجب کاهش استقامت عضلات ری ترکتور کتف در افراد کایفوتیک می‌شود (19). بنابراین با توجه به نکات مذکور و همچنین آگاهی از این امر که بیشتر آسیب‌های ناشی از ضربه غیرمستقیم مفصل شانه در زمانی اتفاق می‌افتد که دستان شخص باز باشد (10)، لزوم توجه به عضلات شانه در کشتی‌گیران آزادکار مشخص می‌شود. لذا برای آگاهی از اینکه کدام یک از این گروه‌های عضلانی در طول یک مسابقه کشتی آزاد دچار خستگی بیشتر می‌شوند و ممکن است زمینه‌ساز آسیب شوند، باید تحقیقات خاصی در این زمینه انجام گیرد.

¹ kyphosis

² protraction

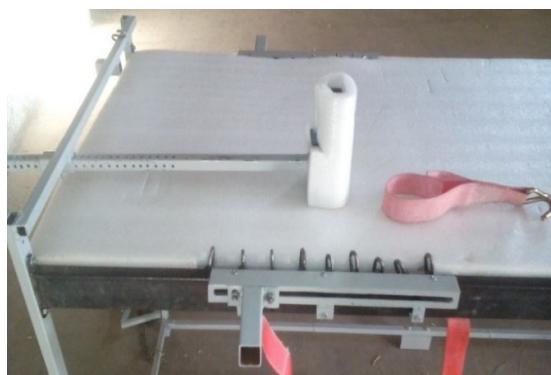
ساخته شده (شکل 1)، توسط نوارهای عرضی روی تخت بی حرکت شده، تست شروع می شد (شکل 2).



شکل 1. نقاط آناتومیکی محل استقرار دستگاه نیروسنج

نیرو شامل حرکات الویشن، دیپریشن، پروترکشن، ری-ترکشن، فلکشن، اکستنشن، ابدکشن، ادکشن، اینترنال روتیشن و اکسترنال روتیشن در هر دو دست بود. پس از اندازه گیری اولیه آزمون دهنده به مدت 5 دقیقه گرم کرده و دو تایم سه دقیقه ای با 30 ثانیه استراحت بین دو تایم، به صورت حداکثر تلاش برای کسب امتیاز و بدون کنترل کشتی، کشتی آزاد گرفت و بلافاصله پس از آن اندازه گیری ها دوباره تکرار شدند.

نیروها به وسیله نیروسنج کششی - فشاری قابل حمل (مارک JTECH مدل On Site commander) (شکل 3) توسط محقق اندازه گیری و ثبت شد؛ به این صورت که قبل از ثبت نیروی هر حرکت برای آموزش حرکت به آزمودنی از وی خواسته می شد که حرکت را در حالت زیر بیشینه یک بار انجام دهد. سپس نیروی هر حرکت با دو تکرار بیشینه به مدت 4 ثانیه و 2 ثانیه استراحت بین دو تکرار اندازه گیری شد. در فرآیند ثبت داده ها تکرار اول (تکرار آموزشی) حذف شد. حرکات منتخب جهت اندازه گیری



شکل 3. تخت طراحی شده برای اندازه گیری نیرو



شکل 2. دستگاه نیروسنج ایزومتریک کششی-فشاری

قابل ذکر است که بر طبق تعریف خستگی مبنی بر کاهش توانایی عضله در حفظ و تولید نیرو (22)، می توان با اندازه گیری قدرت عضله و مشاهده افت نیروی آن، خستگی را اندازه گیری کرد. علاوه بر این از روش های کیفی (مثل مقیاس بورگ) نیز برای برآورد میزان خستگی استفاده می شود (23-25)، که با توجه به ماهیت این مطالعه و انجام شدن در شرایط مشابه مسابقه کشتی، امکان استفاده از این مقیاس وجود نداشت و آزمودنی به صورت حداکثر تلاش، دو تایم سه دقیقه ای کشتی می گرفت. در ضمن به طور کلی خستگی به دو نوع خستگی مرکزی (عصبی) و پیرامونی (مربوط به عوامل فیزیولوژیکی و ...) تقسیم می شود (26). در این مطالعه تأثیر کلی هر دو نوع خستگی بر روی عملکرد (نیرو) آزمودنی مورد سنجش قرار گرفت. در ضمن متغیر مستقل در این تحقیق دو تایم سه دقیقه ای کشتی درمانده ساز می باشد و متغیر وابسته شامل حداکثر نیروی انقباضی عضلات الویتور، دیپرتور، پروترکتور، ری ترکتور، فلکسور، اکستنسور، ابدکتور، اینترنال روتیتور و اکسترنال روتیتور مفصل شانه است که با واحد پوند اندازه گیری شد. قابل ذکر است که خستگی بصورت درصد کاهش قدرت گروه عضله ی مورد اندازه گیری، نسبت به حداکثر نیروی اولیه همان عضلات در نظر گرفته شد.

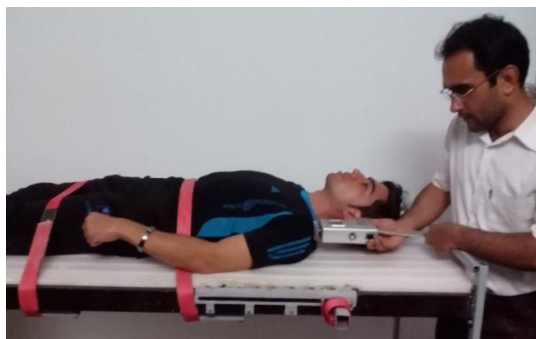
پوزیشن های اندازه گیری نیرو

لازم به ذکر است که تسمه متصل به دستگاه برای اندازه گیری نیروی حرکات فلکشن، اکستنشن، ابدکشن و ادکشن، درست در بالای زائده آرنجی قرار می گرفت. در حرکات اینترنال و اکسترنال روتیشن تسمه درست در بالای استخوان نخودی مچ دست و در حرکت الویشن پد فشاری درست در سمت داخلی زائده آکرومیون قرار داده می شد (25 و 27). در حرکات دیپریشن و پروترکشن نیز آزمون شونده حلقه متصل به دستگاه را با کمک آزمونگر در جهت بسته نگه داشتن انگشتان، می کشید. این کمک به منظور کاهش تداخل خستگی عضلات فلکسور مچ دست و انگشتان برای گرفتن حلقه دستگاه انجام شد.

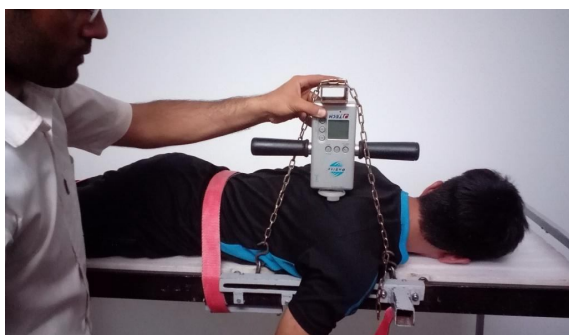
تصاویر مربوط به حالت های اندازه گیری نیرو در شکل های زیر آمده است. شکل 4 آزمودنی به حالت طاق باز خوابیده و کتف آن در ابتدای دامنه حرکتی یعنی دیپریشن و فشار دستگاه به طرف بالا قرار گرفته است. در شکل 5 آزمودنی در حالت طاق باز قرار گرفته و کتف در ابتدای دامنه حرکتی یعنی الویشن و ساعد در حالت عادی یعنی کف دست روبه بدن و کشیدن دستگیره دستگاه رو به پائین قرار می گیرد. در شکل 6 فرد در حالت طاق باز، دست در وضعیت 90 درجه فلکشن، آرنج صاف، ساعد در حالت عادی و کتف چسبیده بر روی تخت قرار دارد و دستگیره دستگاه را به طرف بالا کشیده می شود. در شکل 7 آزمودنی در حالت دمر قرار گرفته دست در وضعیت آویزان از لبه ی تخت و کتف به حالت پروترکشن قرار دارد پس از تنظیم پد دستگاه بر روی نقطه ی وسط لبه ی داخلی استخوان کتف، کتف به سمت ری ترکشن فشار می آورد. شکل 8 آزمونی در حالت طاق باز، دست را در وضعیت 90 درجه فلکشن و کف دست به سمت داخل، با آرنج صاف قرار دارد و آزمودنی و تسمه متصل به دستگاه به سمت فلکشن کشیده می شود. در شکل 9 آزمودنی در حالت دمر دست را در حالت آویزان از لبه ی تخت نگه داشته و آرنج صاف و کف دست به سمت داخل قرار دارد. در این حالت تسمه به سمت اکستنشن کشیده می شود. در شکل 10 آزمودنی در حالت طاق باز قرار دارد و دست را در وضعیت 90 درجه ابدکشن، با آرنج صاف و کف دست به سمت داخل دراز کشیده است سپس تسمه به سمت ابدکشن کشیده می شود. در شکل 11 آزمودنی در حالت مشابه حالت ابدکشن قرار می گیرد و دست را به سمت ادکشن می کشد. شکل 12 آزمودنی در حالت طاق باز، دست در وضعیت 90 درجه ابدکشن، آرنج 90 درجه خم، ساعد در حالت عادی یعنی کف دست به طرف پائین تخت قرار می گیرد سپس تسمه در جهت اینترنال روتیشن کشیده می شود. شکل 13 آزمودنی در حالت مشابه حالت اینترنال روتیشن قرار دارد و تسمه به سمت اکسترنال روتیشن کشیده می شود.



شکل 5. الویشن



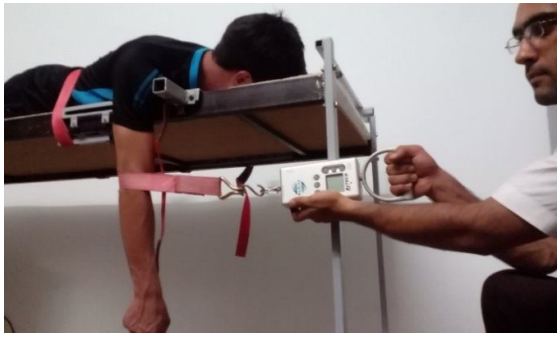
شکل 4 الویشن



شکل 7. ری تر کشن



شکل 6. پروتر کشن



شکل 9. اکستشن



شکل 8. فلکشن



شکل 11. ادکشن



شکل 10. ابدکشن



شکل 13. اکسترنال روتیشن



شکل 12. اینترنال روتیشن

دوزنقه‌ای²، متوازی الاضلاع³، بالابرنده کتف⁴، دندان‌های
قدامی⁵ و سینه‌ای کوچک⁶. ب- عضلات عمل کننده بر

- ² trapezuce
³ rhomboid
⁴ Levator scapula
⁵ Serratus anterior
⁶ Pectoralis minor

تقسیم‌بندی عضلات منتخب در مطالعه
در این مطالعه محقق عضلات مرتبط با مفصل شانه را به سه
دسته کلی تقسیم کرد: الف- عضلات تثبیت کننده استخوان
کتف¹ که به طور مستقیم به استخوان بازو متصل نبوده و در
ظاهر نقشی در استحکام مفصل شانه ندارند. شامل: عضلات

¹ Scapular stabilizer

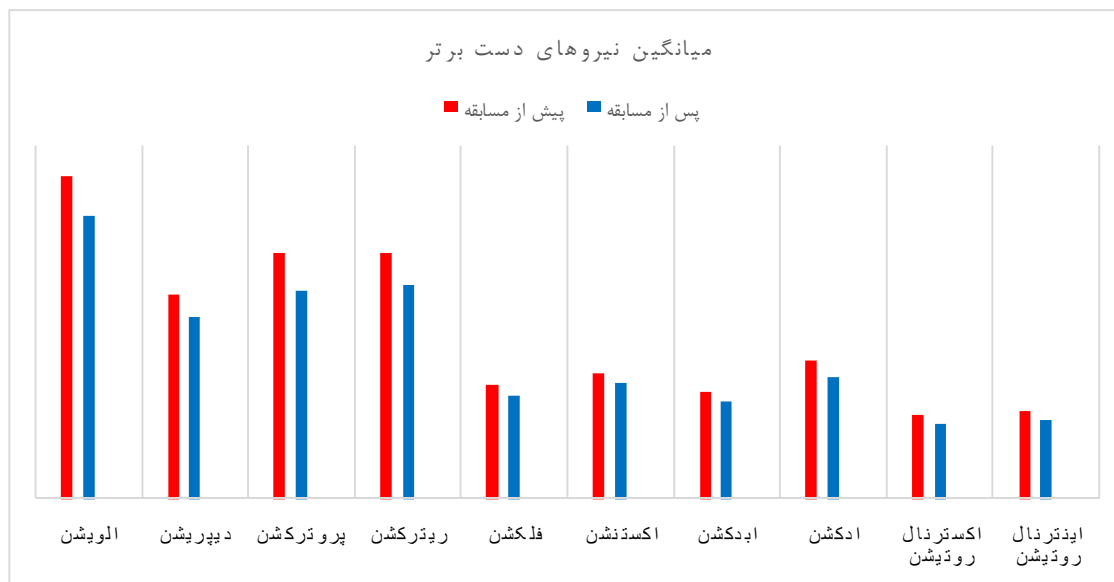
یافته‌ها

جدول 1 اطلاعات مربوط جمعیت شناختی آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. اطلاعات مربوط به میانگین نیروهای پیش و پس از اعمال پروتکل خستگی در دست برتر و غیر برتر در نمودارهای 1 و 2 آمده است. با توجه به نتایج به دست آمده از این مطالعه، خستگی (میزان افت نیرو) در تمام حرکات منتخب به جز حرکت اکسترنال روتیشن دست غیر برتر معنادار بوده است ($p < 0/05$).

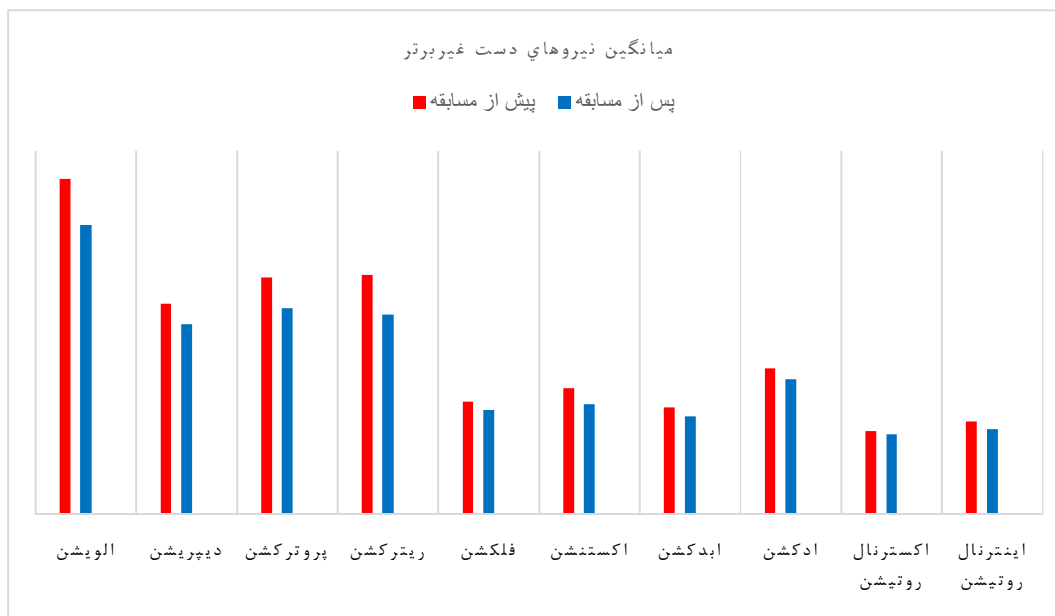
روی استخوان بازو شامل دلتوئید، سینه‌ای، پشتی و گرد بزرگ. ج- عضلات روتاتورکاف. از آزمون t وابسته برای تعیین معناداری اختلاف میانگین نیروهای پیش و پس از کشتی، با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه 21 استفاده شد ($p < 0/05$). همچنین به منظور مقایسه‌ی خستگی (میزان افت نیرو) بوجود آمده در گروه‌های عضلانی مذکور، درصد افت نیروی هر کدام با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد. (نیروی قبل ÷ (نیروی بعد - نیروی قبل) = درصد تغییرات)

جدول 1. اطلاعات مربوط به خصوصیات جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها.

عامل	SD ± میانگین	Max - Min
سن	20/79 ± 3/23	27-18
وزن	70/36 ± 12/977	91-46
قد	174/29 ± 5/823	185-165
سابقه	3/393 ± 1/923	7-1
ساعات تمرین در طول هفته	5/321 ± 1/624	10-4/5



نمودار 1. نیروهای حرکات منتخب دست غیر برتر، پیش و پس از مسابقه (پوند).



نمودار 2. نیروهای حرکات منتخب دست برتر، پیش و پس از مسابقه (پوند).

برتر اتفاق افتاده است. در مورد مقایسه‌ی دست برتر و غیر برتر نیز همان‌طور که در جداول 2 و 3 قابل مشاهده است در تمامی حرکات به‌جز حرکت ابدکشن، میزان خستگی بوجود آمده در دست برتر و غیر برتر به میزان قابل توجهی متفاوت است.

به منظور مقایسه‌ی میزان رخداد خستگی در گروه‌های عضلانی درگیر در حرکات تست شده، از درصد تغییرات یا همان درصد افت نیروی هر حرکت استفاده شد. نتایج حاصل از این مقایسه در جدول 2 ارائه شده است. ترتیب حرکات به این صورت است که مثلاً در حرکت ری ترکشن دست غیر برتر خستگی بیشتری نسبت به پروترکشن دست

جدول 2. میانگین افت نیرو در پیش آزمون و پس آزمون، مقدار t و مقدار معنی داری دست برتر آزمودنی‌ها

P	t	پس آزمون M±SD	پیش آزمون M±SD	
0/000	5/66	57/71±10/98	64/21±10/29	فلکشن
0/004	3/53	160/1±38/8	182/5±38/9	الویتور
0/000	4/147	102/7±18/5	115/5±14/8	دیپریتور
0/000	6/32	117/36±24/18	138/29±23/27	پروترکتور
0/002	3/81	120/29±38/93	138/43±30/56	ری ترکور
0/028	2/46	65/29±10/95	70/71±12/7	اکستنسور
0/002	3/81	54/93±11/13	59/93±11/77	ابدکتور

جدول 3. میانگین افت نیرو در پیش آزمون و پس آزمون، مقدار t و مقدار معنی داری دست غیربرتر آزمودنی‌ها

P	t	پس آزمون M±SD	پیش آزمون M±SD	
0/000	3/79	57/29±11/1	62/14±9/55	فلکشن
0/002	3/87	159/2±34/1	184/7±38/2	الویتور
0/002	3/86	104/5±22/1	115/9±16/3	دیپریتور
0/000	5/25	113/36±25/76	130/21±22/34	پروترکتور
0/001	4/26	109/07±21/44	131/71±26/19	ری ترکور
0/006	3/30	60/5±13/91	69/57±13/09	اکستنسور
0/004	3/43	54/00±10/77	58/93±9/45	ابدکتور

بحث

عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر شده است. همان‌طور که نتایج نشان داده است، از ده حرکت ابتدایی، یعنی حرکاتی که خستگی بیشتری در آنها طی مسابقه‌ی کشتی رخ داده است، هفت حرکت مربوط به عضلات

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پروتکل خستگی اعمال شده بر روی آزمودنی‌ها باعث ایجاد خستگی در تمام گروه‌های عضلانی انتخاب شده در این مطالعه به‌جز

گروه اول، یعنی عضلات عمل کننده بر روی استخوان کتف بوده، دو حرکت مربوط به گروه دوم و یک حرکت مربوط به گروه سوم می‌باشد. در واقع از لحاظ تعدادی بیشترین تعداد مربوط به گروه اول است و گروه دوم و سوم عضلات فراوانی یکسانی در این ده حرکت می‌باشند. نتیجه کلی اینکه بر طبق نتایج این مطالعه در طی مسابقه‌ی کشتی، عضلات عمل کننده بر روی استخوان کتف بیشتر از روتیتور کاف‌ها و عضلات عمل کننده بر روی استخوان بازو مستعد خستگی و افت نیرو می‌باشند. در نتیجه، آسیب‌های مفصل شانه می‌توانند در اثر بی‌توجهی به استقامت این گروه‌های عضلانی رخ بدهند.

در این مطالعه فرض شد که یک مسابقه شبیه‌سازی شده کشتی آزاد باعث تغییر معنی‌دار در قدرت عضلات چرخاننده خارجی می‌شود. طبق نتایج به دست آمده از این مطالعه، این فرضیه در مورد دست برتر صادق بود ولی در مورد دست غیر برتر این گونه نبود. به این معنا که یک مسابقه شبیه‌سازی شده کشتی آزاد در مانده ساز باعث خستگی قابل توجه عضلات اکسترنال روتیتور دست برتر شده ولی در دست غیر برتر تأثیر معناداری نداشته است. این احتمال وجود دارد که دلیل عدم تأثیر مسابقه کشتی بر روی عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر به این دلیل باشد که در کشتی آزاد معمولاً دست غیر برتر یا همان دست غیر گارد به منظور دفاع و جلوگیری از حمله‌ی حریف بر روی شانه‌ی حریف قرار می‌گیرد و به حالت آزاد و بدون تکیه قرار نمی‌گیرد. چون عضلات اکسترنال روتیتور زمانی فعال می‌شوند که دست با آرنج خمیده و در حالت اینترنال روتیشن وزن ساعد را تحمل کند و یا با نیرویی در جهت اکسترنال روتیشن مقابله کند؛ بنابراین با تفاسیر ذکر شده عدم رخداد خستگی در دست غیر برتر کاملاً طبیعی به نظر می‌رسد. از سوی دیگر دست برتر یا همان دست گارد در کشتی آزاد به منظور حمله بکار گرفته می‌شود و به همین خاطر بیشتر مواقع در حالت تحمل وزن و اعمال نیرو در

جهت اکسترنال قرا دارد و این امر رخداد خستگی معنادار در این گروه از عضلات را توجیه می‌کند.

تمام نتایج به دست آمده از این مطالعه در مورد حرکات اکسترنال روتیشن و اینترنال روتیشن به استثنای نتایج مربوط به عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر، با نتایج تحقیقات ویز و همکاران¹ (2013) و بلوینس² (1997) هم‌خوانی دارد (29 و 28) و در مورد عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر با تحقیقات مذکور هم‌خوانی ندارد. در هر دوی این تحقیقات بیان شده است که آسیب‌های تمام عضلات روتیتور کاف در ورزش‌هایی از جمله کشتی در اثر استفاده‌ی تکراری و زیاد این عضلات رخ می‌دهد. در حالی که طبق نتایج حاصل از این مطالعه عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر شامل این خستگی و در نتیجه آسیب نمی‌شوند. تی هن و همکاران³ با اجرای پروتکل خستگی (فلکشن و ابدکشن) در عضلات روتیتور کاف ایجاد خستگی کردند و دریافتند که با افزایش خستگی در این گروه عضلات سر استخوان بازو دچار جابجایی قدامی می‌شود (7). بخشی از نتایج حاصل از این مطالعه با نتایج حاصل از مطالعه حاضر هم‌خوانی داشته و بخشی دیگر هم‌خوانی نداشته است. پروتکل اجرا شده در مطالعه تی هن و همکاران شامل تکرارهای یکسان در هر دو دست می‌باشد و به همین دلیل در هر دو دست خستگی در این گروه عضلات ایجاد شده است، ولی در مطالعه حاضر به دلیل اینکه فرد آزمودنی (کشتی‌گیر) در شرایط واقعی کشتی و با الگوی بکارگیری خاص عضلات در قالب کشتی قرار دارد این خستگی در عضلات اکسترنال روتیتور دست غیر برتر اتفاق نیفتاد.

بخشی از نتایج مطالعه رهنما و همکاران با نتایج حاصل از مطالعه حاضر هم‌خوانی دارد. در این مطالعه محققان با اجرای پروتکل خستگی شبیه مسابقه فوتبال بر روی سیزده

¹ Weiss et al

² Blevins

³ Teyhen et al

فوتبالیست غیر حرفه‌ای مرد و اندازه‌گیری افت نیرو در عضلات فلکسور و اکستنسور زانو در این افراد با استفاده از دستگاه ایزو کینتیک، دریافت که خستگی در این گروه‌های عضلانی در هر دو پای برتر و غیر برتر اتفاق می‌افتد. همچنین طبق نتایج این مطالعه با برهم خوردن نسبت قدرت عضلات مخالف در مفصل زانو و برهم خوردن تعادل بین این گروه از عضلات، امکان رخداد آسیب در مفصل زانو بیشتر می‌شود (3). همان‌طور که در مطالعه حاضر نشان داده شد، در تمام گروه‌های عضلانی منتخب در ناحیه کمر بند شانه‌ای با اجرای پروتکل خستگی شبیه مسابقه‌ی کشتی، به‌جز عضلات اکسترنال روتاتور دست غیر برتر، خستگی اتفاق افتاد که ممکن است نسبت قدرت عضلات مخالف نیز تغییر کرده و زمینه‌ساز آسیب این مفصل باشد که با توجه به محدودیت مطالعه حاضر این نسبت‌ها محاسبه نشد. دلیل ناهمخوانی نتایج حاصل از اکسترنال روتاتورهای دست غیر برتر با مطالعه نامبرده نیز ممکن است همان واقعی بودن شرایط پروتکل مطالعه حاضر و بکارگیری عضلات طبق الگوی کشتی آزاد باشد. نتایج مطالعه کولز و همکاران¹ نشان داد که نیروی پروترکشن در سرعت بالا کاهش داشته و همچنین فعالیت الکترومیوگرافی عضله ذوزنقه‌ای تحتانی در طول ریتراکشن ایزو کینتیک در سمت آسیب دیده در مقایسه با سمت سالم کاهش بیشتری داشته است (14). شاید بتوان با در نظر گرفتن سمت آسیب دیده در مطالعه کولز معادل با ایجاد خستگی در عضلات در مطالعه حاضر (به دلیل کاهش در قدرت در هر دو مورد)، نتایج حاصل از مطالعه حاضر را با نتایج مطالعه مذکور هم‌خوان دانست.

طبق نتایج حاصل از این مطالعه رخداد خستگی در عضلات الویتور بیشتر از عضلات دیپریاتور بوده و میزان این خستگی در دست غیر برتر بیشتر از دست برتر بوده است. لذا در اثر خستگی ایجاد شده طی پروتکل اجرا شده در این مطالعه تعادل عضلات الویتور کتف نسبت به عضلات دیپریاتور آن

(نسبت الویشن/دیپریشن)، بخصوص در دست غیر برتر، بهم ریخته و می‌تواند زمینه‌ساز رخداد آسیب بیشتر در این اندام باشد. همچنین در مورد نسبت نیروهای عضلات پروترکتور به ری‌ترکتور (نسبت پروترکشن/ری‌ترکشن) این نسبت در دست غیر برتر افزایش داشته ولی در دست برتر این نسبت کاهش پیدا کرده است؛ که هر کدام از این تغییر نسبت‌ها خود می‌تواند زمینه‌ساز آسیب‌ها و مشکلات آتی در مفصل شانه باشد. همچنین کولز و همکاران نشان دادند که در ورزشکاران با علائم ایمپینجمنت نسبت نیروی پروترکشن/ری‌ترکشن در این دست نسبت به دست سالم کاهش یافته که در صورتی که بتوان علائم ایمپینجمنت را با خستگی در مطالعه حاضر معادل دانست، این یافته‌ها با بخشی از نتایج مطالعه حاضر (دست برتر) همخوانی دارد ولی در مورد دست غیر برتر برعکس نتایج کولز به دست آمد. البته این بهم خوردن نسبت‌ها در دست غیر برتر خیلی بیشتر از دست برتر بوده و قابل توجه تر است. دلیل این اختلاف در دست برتر و غیر برتر را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که در کشتی آزاد در دست برتر از عضلات پروترکتور نسبت به عضلات ری‌ترکتور بیشتر استفاده شده، خستگی بیشتری در آنها اتفاق می‌افتد؛ در حالی که در دست غیر برتر درست برعکس؛ یعنی نسبت به عضلات پروترکتور، خستگی بیشتر در عضلات ری‌ترکتور اتفاق می‌افتد. لذا در دست برتر بیشتر باید بر روی استقامت عضلات پروترکتور تأکید کرد ولی در دست غیر برتر برعکس.

فیل پیچ² طی یک مطالعه مروری با بررسی تحقیقات گذشته دریافت که عدم تعادل عضلانی می‌تواند منجر به ایجاد ایمپینجمنت عملکردی یا همان کاهش فضای تحت آخرمی و در نتیجه درد شانه مخصوصاً در ورزشکارانی که دستان خود را بالاتر از سطح شانه خود بکار می‌گیرند (ورزشکار آورهد) شود (11). وی بیان می‌دارد که طبق نظر دکتر جاندا فشردگی تحت آخرمی در اثر ضعف عضلات

² Page¹ Cools et al

تغییر موقعیت مکانی استخوان کتف می‌شود. همان‌طور که از نتایج مطالعه کیبلر و همچنین لودویگ برمی‌آید بیشتر آسیب‌های مفصل شانه در ارتباط با موقعیت مکانی استخوان کتف هستند. به همین دلیل یک مسابقه کشتی آزاد می‌تواند زمینه‌ساز آسیب در این مفصل باشد. بنابراین برای پیشگیری از آسیب در این ناحیه و جلوگیری از عدم ثبات ناحیه کتف مریان باید حین تمرینات تاکید بیشتری بر روی عضلاتی بکنند که زودتر خسته می‌شوند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داده است که مسابقه کشتی آزاد شبیه سازی شده در باعث خستگی در عضلات منتخب شده است. از یافته‌های این مطالعه می‌توان جهت طراحی برنامه بدنسازی به منظور پیشگیری از آسیب‌های شانه و بهبود کیفیت کشتی استفاده کرد. به مریان کشتی و همچنین کشتی‌گیران پیشنهاد می‌شود که در برنامه‌ی بدنسازی خود از تمرینات استقامتی برای عضلات ناحیه کتف در حرکات نزدیک کردن و دور کردن کتف‌ها از یکدیگر و همچنین بالا بردن کتف‌ها استفاده کنند.

تشکر و قدر دانی

بدین وسیله از مسئولین آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه اصفهان و همچنین از آزمودنی‌هایی که در این مطالعه شرکت کردند کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

دوزنقه‌ای تحتانی و میانی، دندان‌های قدامی، تحت خاری و دلتوئید که با کوتاهی در عضلات دوزنقه‌ای فوقانی، عضلات سینه‌ای و بالابرنده کتف همراه شده‌اند، بوجود می‌آید. به این الگوی بی‌تعادلی سندرم مقاطع فوقانی¹ (UCS) جاندا می‌گویند. بی‌تعادلی در یکی یا هر دو گروه عضلات مفصل شانه (دلتوئید/ روتاتور کاف) و مفصل سینه‌ای - کتفی (دوزنقه/ دندان‌های قدامی) می‌تواند منجر به ایمپینجمنت عملکردی شانه شود (11). طبق نتایج این مطالعه نیز در طی یک مسابقه کشتی آزاد تعادل نیروهای عضلانی بهم خورده و ممکن است باعث ایجاد آسیب شود.

نتایج حاصل از مطالعه کیبلر² نشان داد که عملکرد صحیح و غیر صحیح روتاتور کاف‌ها به‌طور مستقیم وابسته به موقعیت عملکردی کتف می‌باشد. خواه به‌عنوان یک نتیجه و یا اینکه یک ایجاد کننده موقعیت بیماری، عملکرد نامناسب استخوان کتف به‌طور مکرر همراه با بیماری‌ها و نارسای‌های روتاتور کاف‌ها دیده شده است (15). لودویگ و همکاران³ طی یک مطالعه مروری و همچنین کیبلر و همکاران تمام آسیب‌های مفصل گلهومرال را به نوعی در ارتباط با حرکت و موقعیت غیر صحیح استخوان کتف می‌دانند. طبق نتایج مطالعه مروری تعداد زیادی از مطالعات حدس می‌زنند که تغییرات در حرکت روان کتف در مواردی که دارای ایمپینجمنت شانه یا آسیب‌های روتاتور کاف هستند کامل می‌شود. همچنین بین حرکت غیرطبیعی استخوان کتف و لقی مفصل گلهومرال ارتباط وجود دارد. اخیراً نیز چند مطالعه ارتباط بین کاهش در چرخش بالایی استخوان کتف و چسبندگی کپسول گلهومرال را قابل ملاحظه یافته‌اند (16 و 17).

طبق نتایج مطالعه حاضر نسبت‌های قدرت عضلات مخالف مانند نسبت پروترکشن/ری‌ترکشن و الویشن/دیپریشن در طی یک مسابقه کشتی تغییر کرده است و این امر موجب

¹ Upper Crossed Syndrome(UCS)

² Kibler

³ Ludewig et al

Reference

1. Heiser TM, Weber J, Sullivan G, Clare P, Jacobs RR. Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *The American Journal of Sports Medicine* 1984; 12: 368-377.
2. Mair SD, Seaber AV, Glisson RR, Garrett WE. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American Journal of Sports Medicine* 1996; 24: 137-143.
3. Rahnema N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Science* 2003; 21: 933-942.
4. Keyhani S PM. Biomechanics and Pathobiomechanics of Shoulder injuries and Principles of treatment. Nersi publication; 2011.p.124-136
5. Wilk KE, Arrigo CA, Andrews JR. Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997; 25: 364-379.
6. Joshi M, Thigpen CA, Bunn K, Karas SG, Padua DA. Shoulder External Rotation Fatigue and Scapular Muscle Activation and Kinematics in Overhead Athletes *Journal of Athletic Training* 2011; 46: 349-357.
7. Teyhen DS, Miller JM, Middag TR, Kane EJ. Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction. *Journal of Athletic Training* 2008; 43: 352-364.
8. Carpenter JE, Blasler RB, Pellizzon GG. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *The American Journal of Sports Medicine* 1998; 26: 262-375.
9. Rechel JA, Yard EE, Comstock RD. An epidemiologic comparison of high school sports injuries sustained in practice and competition. *Journal of Athletic Training* 2008; 43: 197-205.
10. Bahr R EL. *Sport Injury Prevention*: Chicester: John Wiley And Sons Ltd. A John Wiley & Sons, Ltd Publication; 2009.p.154-134
11. Page P. Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2011; 6: 51-69.
12. Falla D, Hess S, Richardson C. Evaluation of shoulder internal rotator muscle strength in baseball players with physical signs of glenohumeral joint instability. *British Journal of Sports Medicine* 2003; 37: 430-432.
13. Diab M, Darras BT, Shapiro F. Scapulothoracic fusion for facioscapulothoracic muscular dystrophy. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2005; 87: 267-275.
14. Cools A, Witvrouw E, Declercq G, Vanderstraeten G, Cambier D. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *British Journal of Sports Medicine* 2004; 38: 64-68.
15. Kibler WB. The scapula in rotator cuff disease. *Journal of Med Sport Science* 2012; 57: 27-40
16. Kibler WB, Sciascia A, Wilkes T. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2012; 20: 364-372.
17. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2009; 39: 90-104.
18. Rajabi R, Doherty P, Goodarzi M, Hemayattalab R. Comparison of thoracic kyphosis in two groups of elite Greco-Roman and freestyle wrestlers and a group of non-athletic participants. *British Journal of Sports Medicine* 2008; 42: 229-233.
19. Cheshomi S, Rajabi R, Alizadeh MH, Agha beigi F. The Comparison of Scapula Position and the Endurance of Scapula Retractor Muscles in Hyperkyphotic and Normal Girls. *Journal of Sport Medicine* 2008; 42: 23-36.

20. Lin Jj, Lim HK, Yang JL. Effect of shoulder tightness on glenohumeral translation, scapular kinematics, and scapulohumeral rhythm in subjects with stiff shoulders. *Journal of Orthopaedic Research* 2006; 24: 1044-1051.
21. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier K, Reiser M, Eckstein F. Subacromial space width changes during abduction and rotation-a 3-D MR imaging study. *Surgical and Radiologic Anatomy* 1999; 21: 59-64.
22. Bogdanis GC. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. *Frontiers in Physiology* 2012; 4: 219-227.
23. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of neuroscience methods* 1997; 4: 245-256.
24. Hassanlouei H, Arendt-Nielsen L, Kersting UG, Falla D. Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2012; 22: 342-347.
25. Seghers J, Spaepen A. Muscle fatigue of the elbow flexor muscles during two intermittent exercise protocols with equal mean muscle loading. *Clinical Biomechanics* 2004; 19: 242-250.
26. Bigland-Ritchie B, Jones D, Hosking G, Edwards R. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med* 1978; 54: 609-614.
27. Fam AG, Lawry GV, Kreder HJ. *Musculoskeletal examination and joint injection techniques*: Mosby publication; 2006.p.7-19.
28. Weiss JM, Arkader A, Wells LM, Ganley TJ. Rotator cuff injuries in adolescent athletes *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2013; 22: 133-137.
29. Blevins FT. Rotator cuff pathology in athletes. *Sports medicine* 1997; 24: 205-220.