

مقایسه تاثیر زاویه ابداکشن شانه، برتر و غیربرتر بودن دست و اعمال بار خارجی بر نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار

سیدحسین حسینی مهر^{۱*}، مهرداد عنبریان^۲

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان

۲. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۸/۲۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۴/۹

چکیده

هدف از این مطالعه مقایسه تاثیر زاویه ابداکشن شانه، برتر و غیربرتر بودن دست و اعمال بار خارجی بر نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیرورزشکار هم‌زمان با ابداکشن بازو در سطح کتف بود. ۱۰ نفر شناگر، ۱۰ نفر بازیکن هندبال، ۱۰ نفر بازیکن تنیس و ۱۰ نفر غیرورزشکار داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شانه (دلتوئید میانی و قدامی، دوزنقه فوقانی، میانی و تحتانی، تحت خاری، پستی بزرگ و دندانهای قدامی) در وضعیت دینامیکی و استاتیکی ابداکشن بازو در سه زاویه (۰-۴۵°- درجه به مدت یک ثانیه و نگهداری آن به مدت سه ثانیه، ۰-۹۰°- درجه به مدت دو ثانیه و نگهداری آن به مدت سه ثانیه، ۰-۱۳۵°- درجه به مدت سه ثانیه و نگهداری آن به مدت سه ثانیه) در شانه برتر و غیربرتر در شرایط اعمال بار خارجی و بدون اعمال بار ثبت گردید. نسبت هم‌انقباضی عضلات در دو گروه مقایسه شد. نتایج مطالعه نشان داد که بار خارجی، غالب بودن دست و زاویه ابداکشن بازو بر نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه در ابداکشن بازو (ابداکشن دینامیک) و نگهداری آن (ابداکشن ایستا) در سطح کتف تأثیرگذار است و در نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه در ابداکشن بازو و نگهداری آن در سطح کتف میان گروه‌های مختلف تحقیق تفاوت معنی‌داری دارد ($p \leq 0.05$). تفاوت در نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه در میان ورزشکاران و در مقایسه ورزشکاران با غیرورزشکاران در زوایای مختلف ابداکشن بازو ممکن است به دلیل ماهیت هر رشته ورزشی و سازگاری ورزشکاران با تمرینات و استفاده زیاد از اندام فوقانی در اجرای مهارت ورزشی باشد.

کلیدواژه‌ها: هم‌انقباضی، بار خارجی، دست برتر.

The effect of shoulder abduction angles, shoulder dominance and non-dominance and external loading on shoulder muscles co-contraction ratio in overhead athletes and non-athletes

Hosseinimehr, S.H¹., Anbarian, M².

1. Assistant Professor, Sport Biomechanic, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Human and Social Sciences, Kurdistan University, Iran
2. Full Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Bu Ali Sina University, Iran

Abstract

The purpose of this study was to compare the effect of shoulder abduction angles, dominant and non-dominant arm and external loading on co-contraction ratio during arm abduction in scapular plane in overhead athletes and non-athletes. 10 swimmers, 10 handball players and 10 tennis players and ten non-athletes voluntarily participated in this study. Electromyography activity of shoulder muscles (middle and anterior deltoid; upper, middle and lower trapezius; infraspinatus, serratus anterior and latissimus dorsi) during dynamic and static arm abduction in 3 different angles (0-45° in 1 second and holding it for 3 seconds, 0-90° in 2 seconds and holding it for 3 seconds, 0-135° in 1 second and holding it for 3 seconds) was recorded for dominant and non-dominant arm in loading and non-loading conditions. Co-contraction ratio of shoulder muscles was calculated for both groups. Findings indicated external loading, shoulder dominance and abduction angles had significant effect on shoulder muscles co-contraction ratio during (0-45°, 0-90°, 0-135°) and holding shoulder elevation in scapular plane (45°, 90°, 135°), also there was significant difference in shoulder muscles co-contraction ratio among four groups during and holding elevation in scapular plane ($p \leq 0.05$). Significant differences in shoulder muscles co-contraction ratio among athletes group and between athletes and non-athletes may be related to sport demands and adaptation to exercises and extensive use of upper limb as well.

Keywords: Co-contraction, External Load, Dominant Hand.

*. hosseinimehrhossein@gmail.com

مقدمه

برای عملکرد مطلوب کمپلکس شانه^۱، تعادل میان تحرک و ثبات این مجموعه برای انجام حرکات هماهنگ و موزون لازم است (۱). در کمپلکس شانه، همه عضلات و به ویژه عضلات اسکاپولوهومرال، تقریباً در تمام حرکات کمپلکس شانه، جفت سینرژیکست‌های عضلانی عمل می‌کنند (۲، ۳). گروه‌های سینرژیکست مختلف از میان عضلات اسکاپولوتوراسیک شناسایی شده‌اند؛ برای مثال، اعمال هم‌زمان و هماهنگ میان ذوزنقه بالایی و دندان‌های قدامی برای انجام چرخش بالایی کتف گزارش شده است (۳). گروه سینرژیکست دیگر در مفصل اسکاپولوتوراسیک، ذوزنقه میانی و دندان‌های قدامی است که مسئول نگه‌داری کتف در مقابل قفسه سینه است (۴، ۵)؛ از سوی دیگر، هدف اصلی عضلات روتیتورکاف ایجاد نیروهای فشاری با هم‌انقباضی برای تثبیت سر بازو در حفره گلوئید است (۶، ۷، ۸). در ابداکشن بازو، عضلات روتیتورکاف با فشار یک تکیه‌گاه محکم برای سر بازو روی کتف ایجاد می‌کند و اجازه می‌دهد تا عضله دلتوئید، بازو را بدون جابه‌جایی فوقانی سر بازو روی حفره گلوئید بالا بکشد (۹). در بیماران با گیرافتادگی تحت اخرمی، جابه‌جایی فوقانی سر بازو هنگام ابداکشن بازو شناسایی شده است (۱۰، ۱۱). به نظر می‌رسد که هم‌انقباضی ضعیف عضلات روتیتورکاف در ترکیب با افزایش فعالیت دلتوئید ممکن است در جابه‌جایی بازو و نهایتاً سندروم گیرافتادگی نقش داشته باشد. میرز و همکارانش (۲۰۰۹) نشان دادند که در نسبت هم‌انقباضی، عضلات فوق‌خاری-تحت‌خاری، فوق‌خاری-تحت‌کتفی و تحت‌کتفی-تحت‌خاری در حرکت ابداکشن بازو متفاوت است و افراد با سندروم گیرافتادگی در شروع ابداکشن ۳۰-۰ درجه، نسبت هم‌انقباضی تحت‌کتفی-تحت‌خاری و تحت‌خاری-تحت‌کتفی کمتری از افراد سالم دارند. در ۳۰-۶۰ درجه ابداکشن، نسبت هم‌انقباضی کم‌تر فوق‌خاری-تحت‌خاری در افراد با سندروم گیرافتادگی نشان داده شد. افراد با سندروم گیرافتادگی نسبت بیش‌تر تحت‌کتفی-تحت‌خاری و فوق‌خاری-تحت‌خاری در ۹۰-۱۲۰ درجه الیوشن بازو داشتند؛ علاوه بر این، مشخص شد که افراد با سندروم گیرافتادگی افزایش فعالیت عضله دلتوئید در ۳۰-۰ درجه الیوشن داشتند (۱۲).

به‌طورکلی مشارکت فعال و متعادل عضلات روتیتورکاف و اسکاپولوتوراسیک برای تولید حرکات کارآمد و ثبات کمپلکس شانه ضروری است (۱۳)؛ طوری که تراپیست‌ها برنامه‌های تمرینی را بر این اساس پیشنهاد می‌کنند (۱۴). مطابق نظر گلوومن (۱۹۹۳) مطالعات الکترومیوگرافی در جهت ارزیابی فعالیت عضلات و تهیه پروتکل‌های تمرینی و توان‌بخشی اطلاعات مفیدی به دست می‌دهد (۱۵). هرچند تعیین یک برنامه توان‌بخشی مناسب کمپلکس شانه در بازگشت سریع بیمار به حرفه و فعالیت طبیعی، حیاتی است و تعیین برنامه‌هایی با بیش‌ترین مزیت برای بیماران خاص با پاتولوژی‌های شانه، یکی از مناسب‌ترین راهکارهای درمانی است. در مقابل، توصیه‌های تمرینی برای جلوگیری از پاتولوژی‌های شانه به‌خصوص در ورزشکاران و افرادی که از اندام فوقانی‌شان مکرراً استفاده می‌کنند، از اهمیت بیش‌تری برخوردار است. در بررسی مطالعات انجام‌شده در زمینه نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک و گلوئوهومرال هنگام ابداکشن

1. Shoulder Complex

بازو به این نتیجه می‌رسیم که مطالعات انجام شده در این زمینه بیش تر به مقایسه افراد سالم با افراد مبتلا به آسیب‌های مجموعه شانه نظیر سندروم گیرافتادگی و ناپایداری گله‌ه‌ومرال پرداخته‌اند و کم‌تر به جمعیت ورزشکاران رشته‌های مختلف ورزشی پرداخته شده است. رشته‌های ورزشی شنا، هندبال و تنیس در گروه فعالیت‌های پرتاب از بالای سر^۱ طبقه‌بندی می‌شوند. با این وجود، حرکات انجام شده در این رشته‌های ورزشی از نظر کینماتیک، عمل عضله و تعداد تکرارها متفاوت است (۱۶، ۱۷). اصل سازگاری خاص به نیاز تحمیلی^۲ بیان می‌کند که بدن به‌طور ویژه با نیازهای سازگار می‌شود (۱۸)؛ بر اساس این اصل، انتظار می‌رود که شانه ورزشکاران رشته‌های شنا، تنیس و هندبال به‌رغم این که در ادبیات بالینی یک گروه (ورزشکاران بالای سر) در نظر گرفته می‌شوند، در ویژگی‌های شانه از جمله نسبت هم‌انقباضی عضلات تفاوت معنی‌داری داشته باشند؛ بنابراین، هدف از مطالعه حاضر مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه برتر و غیربرتر بازیکنان هندبال، تنیس، شناگران و افراد غیرورزشکار هنگام ابداع شدن بازو در سطح کتف در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار خارجی بود.

روش‌شناسی

در این تحقیق نیمه‌آزمایشگاهی، جامعه آماری عبارت است از ورزشکاران مرد رشته‌های ورزشی هندبال، تنیس و شنا حاضر در لیگ‌های برتر کشور و دانشجویان مرد غیرورزشکار، نمونه آماری این پژوهش شامل ۳۰ نفر ورزشکار (۱۰ نفر شناگر، ۱۰ نفر هندبالیست و ۱۰ نفر بازیکن تنیس) و ۱۰ نفر غیرورزشکار است. روش نمونه‌گیری از نوع در دسترس است که مشخصات گروه‌های مختلف تحقیق در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	شنا	هندبال	تنیس	غیرورزشکار
سن (سال)	۱۹/۹±۱/۵	۲۲/۶±۲/۵	۲۱/۸±۲/۱	۲۲/۵±۲/۵
قد (سانتیمتر)	۱۸۱/۳±۳/۳	۱۸۳/۳±۴/۷	۱۸۲/۷±۴/۲	۱۷۸/۶±۳/۲
جرم (کیلوگرم)	۷۸/۵±۳/۸	۸۱/۵±۳/۱	۸۰/۴±۳/۹	۸۳/۱±۲/۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۱/۵±۰/۷۲	۲۲/۲±۰/۵۱	۲۲/۰±۰/۶۲	۲۲/۷±۰/۶۴
تعداد جلسات تمرین در هفته	۴/۸±۰/۹۱	۶*	۴/۱±۰/۵۶	-
** سابقه حضور در لیگ برتر (سال)	۴/۱±۰/۷۳	۴/۳±۰/۰۸۲	۳/۷±۰/۰۸	-

* چون هندبالیست‌ها تیمی تمرین می‌کردند تمامی آن‌ها ۶ جلسه تمرین در هفته (به‌اضافه مسابقه) را گزارش کردند.

** برای شناگران و بازیکنان تنیس، سابقه شرکت مستمر در مسابقات قهرمانی کشور در نظر گرفته شده بود.

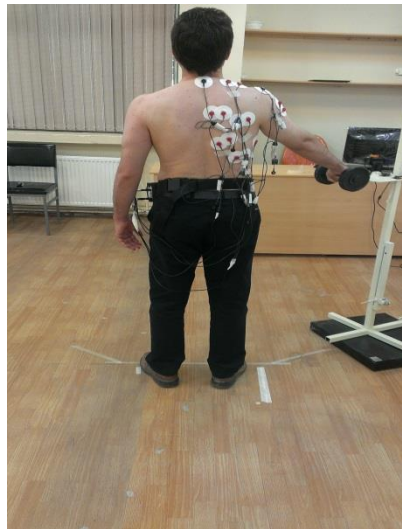
1. Overhead
2. Specific Adaptation to Imposed Demand (SAID) Principle

روش جمع آوری و تجزیه و تحلیل اطلاعات الکترومیوگرافی: آزمودنی‌ها پس از آماده‌سازی پوست، نصب الکترودها و آشنایی با آزمون‌های اندازه‌گیری؛ به‌طور تصادفی فلش کارت‌هایی که روی آن آزمون‌های مختلف اندازه‌گیری نوشته شده بود را انتخاب می‌کردند. هدف از تهیه فلش کارت‌ها، تصادفی بودن آزمون‌ها بود. برای اندازه‌گیری اطلاعات EMG تعداد هفت فلش کارت تهیه شده بود. فلش کارت‌های مربوط به اطلاعات EMG برای اندازه‌گیری اطلاعات EMG در زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در دست برتر و غیربرتر در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار خارجی بود (سه وضعیت ابداکشن (زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه) \times ۲ وضعیت دست برتر و غیربرتر \times ۲ شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار خارجی). ۲۵ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک ابداکتورها به‌عنوان مقدار وزنه (بار خارجی) در نظر گرفته شده بود. برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک ابداکتورها از روش کندال و همکارانش (۲۰۰۵) استفاده شد (۱۹)؛ بدین منظور، آزمودنی روی صندلی می‌نشست و بازوی خود را (برتر یا غیربرتر، به‌طور تصادفی) در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه فرونتال نگه می‌داشت. آزمونگر با یک دست مانع بالا رفتن شانه آزمودنی و با دست دیگر دینامومتر را میان شانه و آرنج او روی بازو حفظ کرده و از فرد می‌خواست که با حداکثر نیرو در جهت بالا به دینامومتر نیرو وارد کند (۱۹). برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مجموعه شانه از دستگاه EMG سطحی ۱۶ کاناله (ME6000 T-16) ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. پس از آماده کردن پوست، برای کاهش امپدانس با تراشیدن موهای زاید و شستشوی پوست با الکل طبی، الکترودهای چسبنده یک‌بار مصرف از جنس Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی عضلات دلتوئید میانی و قدامی، تحت خاری، پشتی بزرگ، دوزنقه فوقانی، میانی و تحتانی، دندان‌های قدامی نصب شدند. محل قرارگیری الکترودها برای تمامی عضلات بر اساس راهنمایی‌های کریسول (۲۰۱۱) انجام شد و الکترودهای رفرنس روی زائده اکرومیون و مهره هفتم گردنی قرار گرفتند (۲۰). در مرحله اول، آزمودنی یکی از فلش کارت‌های مربوط به دست برتر و غیربرتر را تصادفی انتخاب می‌کرد. سپس آزمون‌های ابداکشن در پوزیشن‌ها و وضعیت‌های مختلف آن دست را انتخاب می‌کرد. آزمودنی هر آزمون را دو بار با ۳۰ ثانیه استراحت میان تکرارها انجام می‌داد و میانگین تکرارها تجزیه و تحلیل و بررسی می‌شد.

آزمون‌های حرکت الویشن بازو در سطح اسکاپشن به شرح ذیل بود:

۱. انجام ابداکشن ۴۵ درجه شانه (از ۰ تا ۴۵ درجه) در سطح اسکاپشن در مدت یک ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه.
۲. انجام ابداکشن ۹۰ درجه شانه (از ۰ تا ۹۰ درجه) در سطح اسکاپشن در مدت دو ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه.
۳. انجام ابداکشن ۱۳۵ درجه شانه (از ۰ تا ۱۳۵ درجه) در سطح اسکاپشن در مدت سه ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه.

با مترونوم ریتم حرکت در زوایای مختلف ابداکشن شانه کنترل می‌شد. به منظور کنترل حرکت ابداکشن در سطح کتف از یک پایه فلزی استفاده شده بود. این پایه ۳۰ درجه قدام نسبت به سطح فرونتال قرار گرفته بود (شکل ۱). زوایای ۹۰، ۴۵ و ۱۳۵ درجه برای هر آزمودنی با استفاده از یک بست فلزی که قابل انتقال بود روی پایه فلزی مشخص می‌شد (با استفاده از اینکلینومتر مقدار زاویه ابداکشن هر آزمودنی مشخص می‌شد و بست فلزی بر روی پایه فلزی در آن زاویه تنظیم می‌شد). به منظور جلوگیری از حرکت جانبی سر و تنه در زمان انجام آزمون‌ها از آزمودنی خواسته شده بود تا به هدف مشخص شده در راستای دید آزمودنی در فاصله دو متری نگاه کند. از یک کمکی جهت تأیید پوزیشن مناسب و صحیح شروع و ادامه حرکت صحیح ابداکشن استفاده شده بود. این فرد در پشت سر آزمودنی با فاصله (دو متر) قرار می‌گرفت و حرکت را تأیید می‌کرد.



شکل ۱: انجام ابداکشن ۴۵ درجه بازو در سطح کتف با اعمال بار خارجی

برای محاسبه نسبت هم‌انقباضی از سه آزمون حرکت ابداکشن هم در حالت دینامیک و هم در حالت ایستا استفاده شد؛ برای مثال، در اولین آزمون حرکت ابداکشن از اطلاعات انجام ابداکشن ۴۵ درجه شانه (از صفر تا ۴۵ درجه) در سطح اسکاپشن در مدت یک ثانیه برای بررسی نسبت هم‌انقباضی عضلات در حالت دینامیک (۰-۴۵ درجه) و از اطلاعات نگهداری بازو در ابداکشن ۴۵ درجه به مدت سه ثانیه برای بررسی اطلاعات نسبت هم‌انقباضی عضلات در حالت استاتیک در این زاویه استفاده شد. پس از انجام آزمون‌های حرکت ابداکشن آزمون‌های $MVIC$ (حداکثر انقباض ایزومتریک اختیاری) عضلات مربوطه کسب می‌شد. معمولاً آزمودنی‌ها آزمون‌های $MVIC$ و آزمون‌های مختلف ابداکشن دست برتر یا غیربرتر (تصادفی) را در یک جلسه و در جلسه دیگر آزمون‌های $MVIC$ و آزمون‌های مختلف ابداکشن دست دیگر را انجام می‌دادند. در هر دو جلسه آزمون‌های $MVIC$ در پایان کار گرفته می‌شد تا اثر خستگی عضلات تأثیرگذار نباشد. فاصله زمانی ۳۰ ثانیه استراحت میان تکرار هر آزمون ابداکشن و سه دقیقه استراحت میان آزمون‌های

MVIC، برای پیشگیری از خستگی در نظر گرفته شده بود. برای تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از الکترومیوگرافی، از نرم‌افزار Mega Win و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. بدین منظور برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومیوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله به مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید. برای محاسبه سطح فعالیت عضلات در حرکت دینامیک ابداکشن (از صفر تا ۴۵ درجه به مدت یک ثانیه، صفر تا ۹۰ درجه به مدت دو ثانیه، صفر تا ۱۳۵ درجه به مدت سه ثانیه) اطلاعات RMS هر عضله در مدت زمان اجرای هر حرکت بر مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب می‌گردید. در حالت ایستا نیز اطلاعات RMS هر عضله در مدت زمان نگه‌داری پوزیشن ابداکشن (۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه) بر مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب می‌شد. برای محاسبه نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک (دوزنقه بالایی - دندان‌های قدامی، دوزنقه میانی - دندان‌های قدامی، دوزنقه تحتانی - دندان‌های قدامی) و برای محاسبه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل شانه (دلتوئید میانی - پشتی بزرگ، دلتوئید قدامی - پشتی بزرگ، تحت خاری - دلتوئید میانی، تحت خاری - دلتوئید قدامی) از فرمول نسبت هم‌انقباضی رادولف و همکارانش (۲۰۰۰) استفاده شد (۲۱).

$$\frac{EMG_{Low}}{EMG_{High}} \times (EMG_{Low} + EMG_{High})$$

با استفاده از معادله بالا، هم‌انقباضی زیاد دلالت‌کننده سطح فعالیت زیاد دو عضله درحالی‌که هم‌انقباضی کم دلالت‌کننده سطح فعالیت کم دو عضله یا سطح فعالیت بالای یک عضله در امتداد با سطح کم فعالیت عضله دیگر است (۱۲، ۲۱). بدین منظور اطلاعات EMG نرمالایز شده برای هر عضله (مقدار RMS تقسیم بر MVIC ضرب در صد) در فرمول مربوطه قرار می‌گرفت و نسبت هم‌انقباضی عضلات مختلف محاسبه می‌شد.

روش اندازه‌گیری MVIC عضلات: اطلاعات حداکثر انقباض اختیاری عضلات با استفاده از حرکات زیر به دست آمد (۲۲).

۱. انجام ابداکشن در ۹۰ درجه الویشن بازو در سطح فرونتال در برابر مقاومت.
 ۲. انجام فلکشن در ۹۰ درجه الویشن بازو در سطح ساجیتال در برابر مقاومت.
 - ۳- انجام ابداکشن در ۹۰ درجه الویشن بازو در سطح اسکاپشن در برابر مقاومت.
 ۴. انجام ریتراکشن درحالی‌که دست‌ها در کنار بدن قرار گرفته بودند در برابر مقاومت.
 ۵. انجام اکستنشن در صفر درجه الویشن شانه در سطح ساجیتال در برابر مقاومت.
 ۶. انجام چرخش خارجی در ۹۰ درجه الویشن شانه با چرخش خنثی در برابر مقاومت.
- این حرکات در پوزیشن‌های یادشده درحالی‌که آزمودنی روی صندلی نشسته بود با اعمال مقاومت برای

دست برتر و غیربرتر انجام می‌شد. پشت آزمودنی‌ها از صندلی فاصله داشت و از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که بدون انحراف جانبی سر و تنه و بدون کمک از دست دیگر با حداکثر تلاش حرکات یاد شده را به مدت سه ثانیه انجام دهند. بیش‌ترین فعالیت عضلات در این شش حرکت حداکثر مقدار MVIC آن عضله در نظر گرفته می‌شد. فاصله میان این سه ثانیه انقباض جهت تجزیه و تحلیل استفاده شده است. سه دقیقه استراحت میان هر آزمون MVIC برای جلوگیری از خستگی در نظر گرفته شده بود. آزمودنی هر حرکت را دو بار انجام می‌داد و میانگین تکرارها برای تجزیه و تحلیل استفاده شد. از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر (۲×۲×۳×۴×۸) برای بررسی اثر خالص و تعاملی متغیرها بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در درون و میان گروه‌ها استفاده شد. داده‌ها در برنامه SPSS نسخه ۱۶ و در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها

نتایج این مطالعه نشان داد که بار خارجی، غالب بودن دست و زاویه ابداکشن بازو بر نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه در الویشن بازو (ابداکشن دینامیکی) و نگه‌داری آن (ابداکشن استاتیکی) در سطح کتف تأثیرگذار بود. طوری که با اعمال بار خارجی و افزایش زاویه ابداکشن نسبت هم‌انقباضی افزایش یافت. همچنین نسبت هم‌انقباضی در دست برتر بیشتر بود؛ از سوی دیگر، نتایج نشان داد که نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن دینامیکی) میان گروه‌های مختلف تحقیق متفاوت است ($p\text{-value}=0.001, F=6.56$)؛ همچنین، نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف، نشان داد که نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک، در بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار، بازیکنان هندبال و شناگران از نظر آماری متفاوت است. افراد غیرورزشکار و شناگران نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری از بازیکنان هندبال در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف داشتند (جدول ۲).

جدول ۲. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک میان گروه‌ها در مدت ابداکشن بازو در

سطح کتف (ابداکشن دینامیکی)

p-value	خطای استاندارد میانگین	اختلاف میانگین	گروه ۲	گروه ۱
۰/۸۷۳	۳/۶۰۲	۵/۳۵۹	شنا	غیرورزشکار
۰/۰۰۱*	۳/۶۰۲	۱۵/۶۷۵	هندبال	
۰/۱۹۹	۳/۶۰۲	۷/۹۷۵	تنیس	
۰/۰۴۲*	۳/۶۰۲	۱۰/۳۱۶	هندبال	شنا
۱/۰۰۰	۳/۶۰۲	۲/۶۱۶	تنیس	
۰/۲۳۶	۳/۶۰۲	۷/۷۰۰	تنیس	هندبال

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

در جدول ۳ نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی میان عضلات مختلف مفصل اسکاپولوتوراسیک در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن دینامیکی) به صورت جفت آورده شده است. نتایج این آزمون نشان می‌دهد که در مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک به صورت جفت در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف به غیر از نسبت هم‌انقباضی دوزنقه میانی - دندانهای قدامی با دوزنقه پایینی - دندانهای قدامی بقیه نسبت‌های هم‌انقباضی با یکدیگر از نظر آماری متفاوت است.

جدول ۳: نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی میان عضلات مختلف در مدت ابداکشن بازو

p-value	خطای استاندارد میانگین	اختلاف میانگین	هم‌انقباضی ۲	هم‌انقباضی ۱
۰/۰۰۸*	۰/۶۷۹	۲/۱۸۰	دوزنقه میانی - دندانهای قدامی	دوزنقه فوقانی - دندانهای قدامی
۰/۰۲*	۰/۶۹۱	۱/۹۸۸	دوزنقه پایینی - دندانهای قدامی	
۱/۰۰۰	۰/۶۲۰	۰/۱۹۱	دوزنقه پایینی - دندانهای قدامی	دوزنقه میانی - دندانهای قدامی

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

همچنین نتایج مطالعه نشان داد که نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن استاتیکی) میان گروه‌های مختلف تحقیق متفاوت است $F=4.357$, p -value=0.01). نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن استاتیکی)، نشان داد که در مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک، میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار (p -value=0.014)، بازیکنان تنیس و افراد غیرورزشکار (p -value=0.03) از نظر آماری تفاوت معنی‌دار دارد؛ همچنین، عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک افراد غیرورزشکار نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری از ورزشکاران در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف داشت. در جدول ۴ نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مختلف مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن استاتیکی) به صورت جفت آورده شده است. نتایج این آزمون نشان داد که در مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح اسکاپشن نسبت هم‌انقباضی تمامی عضلات بررسی شده با یکدیگر از نظر آماری متفاوت است.

جدول ۴: نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه میان نسبت هم‌انقباضی عضلات مختلف اسکاپولوتوراسیک در نگره‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف

p-value	خطای استاندارد میانگین	اختلاف میانگین	هم‌انقباضی ۲	هم‌انقباضی ۱
<۰/۰۰۱*	۱/۰۶۲	۸/۱۱۸	دوزنقه میانی - دندانهای قدامی	دوزنقه فوقانی - دندانهای قدامی
<۰/۰۰۱*	۰/۶۳۹	۲/۸۴۴	دوزنقه پایینی - دندانهای قدامی	
<۰/۰۰۱*	۰/۸۴۸	-۵/۲۷۴	دوزنقه پایینی - دندانهای قدامی	دوزنقه میانی - دندانهای قدامی

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه برتر و غیربرتر بازیکنان هندبال، تنیس، شناگران و افراد غیرورزشکار در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف در شرایط اعمال و بدون اعمال بار خارجی بود. نتایج مطالعه نشان داد که بار خارجی، دست غالب و زاویه ابداکشن بر نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه در مدت ابداکشن بازو (ابداکشن دینامیکی) و نگه‌داری آن (ابداکشن استاتیکی) در سطح کتف تأثیرگذار است؛ همچنین، تفاوت معنی‌داری در نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه در مدت ابداکشن بازو و نگه‌داری آن در سطح کتف میان گروه‌های مختلف تحقیق مشاهده شد. به‌طور کلی مطالعه رفتار سینرژیست‌های عضلانی برای کمپلکس شانه مهم است، زیرا در آن همه ساختارها، عضلات و مفاصل باید به‌طور موزون باهم کار کنند و اجازه حرکات وسیع را به‌روشن کارآمد و دقیق دهند (۲۳). برای عملکرد مطلوب شانه و ثبات جهت انجام حرکات هماهنگ و موزون نیاز به تعادل میان تحرک است (۱). به‌ویژه، فعالیت همزمان عضلات اسکاپولوتوراسیک برای نگه‌داری پوزیشن مناسب کتف در همه حرکات و ثبات کمپلکس شانه ضروری است؛ از سوی دیگر، همان‌طور که مشخص است، هدف اصلی عضلات روتیتورکاف ایجاد نیروهای فشاری از طریق هم‌انقباضی برای تثبیت سر بازو در حفره گلوئید است (۷۸). در الویشن بازو، فشار عضلات روتیتورکاف یک تکیه‌گاه محکم^۱ برای سر بازو روی کتف ایجاد می‌کند و اجازه می‌دهد دلتوئید بازو را بدون جابه‌جایی فوقانی سر بازو روی گلوئید بالا بکشد (۹). همچنان که در قسمت مقدمه بیان شد، در بیماران با گیرافتادگی تحت‌اخرمی، جابه‌جایی فوقانی در الویشن بازو که در فشار ساختارهای تحت‌اخرمی نقش دارد، شناسایی شده است (۱۰، ۱۱). مطالعات نشان دادند که هم‌انقباضی ضعیف عضلات روتیتورکاف در ترکیب با افزایش فعالیت دلتوئید ممکن است در جابه‌جایی بازو و نهایتاً گیرافتادگی نقش داشته باشد. به‌طورکلی استفاده از روش نسبت هم‌انقباضی می‌تواند درک بهتری از ارتباط میان تغییر کینماتیک کتف و ضعف عضلانی و عدم تعادل را فراهم کند. نتایج مطالعه حاضر در خصوص نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل شانه و اسکاپولوتوراسیک نشان داد که در هر دو حالت انجام ابداکشن در سطح کتف (استاتیکی و دینامیکی)، بار خارجی، عامل دست برتر و زاویه ابداکشن تأثیر معنی‌داری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل شانه و اسکاپولوتوراسیک دارد، به‌طوری‌که با اعمال بار خارجی، نسبت‌های هم‌انقباضی افزایش یافت، در شانه برتر نسبت هم‌انقباضی بیشتر بود و با افزایش زاویه ابداکشن بازو نیز نسبت هم‌انقباضی افزایش یافت.

همچنان که در روش‌شناسی تحقیق ذکر شد، نسبت هم‌انقباضی در این مطالعه از فرمول رادولف و همکارانش (۲۰۰۰) استفاده شده است (۲۱). با استفاده از این فرمول، هم‌انقباضی بالا دلالت‌کننده سطح فعالیت بالای دو عضله درحالی‌که هم‌انقباضی کم دلالت‌کننده سطح فعالیت کم دو عضله یا سطح فعالیت بالای یک عضله در امتداد با سطح کم فعالیت عضله دیگر است (۱۲، ۲۱)؛ بنابراین با توجه به نتایج تحقیق؛ بار خارجی، شانه

1. Stable Fulcrum

برتر و افزایش زاویه ابداکشن موجب افزایش سطح فعالیت عضلات مجموعه شانه می‌شوند، که در این وضعیت افزایش نسبت هم‌انقباضی عضلات مجموعه شانه به دلیل افزایش سطح فعالیت عضلات توجیه‌پذیر است. در مقایسه نسبت‌های هم‌انقباضی عضلات مفصل شانه میان گروه‌های مختلف تحقیق نتایج متفاوتی در ابداکشن استاتیکی و دینامیکی مشاهده شد، به طوری که در ابداکشن دینامیکی، فقط میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار تفاوت معنی‌دار وجود داشت. افراد غیرورزشکار نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری در عضلات مفصل شانه در ابداکشن بازو در سطح کتف از بازیکنان هندبال داشتند. توجیه این نتایج با توجه به سطح فعالیت بیش‌تر عضلات مفصل شانه افراد غیرورزشکار نسبت به بازیکنان هندبال، امکان‌پذیر است. نسبت‌های هم‌انقباضی که در عضلات مفصل شانه، بررسی شد عبارت بودند از: دلتوئید قدامی-تحت خاری، دلتوئید میانی-تحت خاری، دلتوئید میانی-پشتی بزرگ و دلتوئید قدامی-پشتی بزرگ. با توجه به نقش عضله تحت خاری در مرحله اولیه ابداکشن بازو برای متمرکز کردن سر استخوان بازو در حفره گلوئوئید و جلوگیری از جابه‌جایی فوقانی سر بازو به دلیل فعالیت عضلات ابداکتور (دلتوئید میانی و قدامی) و همچنین با توجه به فعالیت عضله پشتی بزرگ در متمرکز کردن سر بازو در حفره گلوئوئید و همچنین نقش عضله آنتاگونیست در کنترل حرکت ابداکشن بازو، به نظر می‌رسد که در افراد غیرورزشکار نیاز به این هم‌انقباضی‌ها در تکلیف ابداکشن در سطح کتف در حالت دینامیکی، بیش‌تر از بازیکنان هندبال بوده است.

در حالت حفظ ابداکشن استاتیکی، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار، شناگران و افراد غیرورزشکار، بازیکنان تنیس و افراد غیرورزشکار از نظر آماری تفاوت وجود داشت و عضلات مفصل شانه افراد غیرورزشکار نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری از ورزشکاران (تنیس، شنا، هندبال) در نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف داشتند. این نتیجه نشان می‌دهد که نوع تکلیف (استاتیکی و دینامیکی) در نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل شانه در گروه‌های مختلف تأثیرگذار است. برای نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک، نسبت هم‌انقباضی عضلات دوزنقه قدامی-دندان‌ای قدامی، دوزنقه میانی-دندان‌ای قدامی و دوزنقه پایینی-دندان‌ای قدامی را در زوایای مختلف ابداکشن ایستا و پویا با و بدون اعمال بار خارجی در گروه‌های مختلف بررسی شد؛ در هر دو حالت، انجام ابداکشن (ایستا و پویا)، نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک میان گروه‌های مختلف تحقیق از نظر آماری متفاوت بود به طوری که در حالت انجام ابداکشن پویا، نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک طی ابداکشن بازو در سطح کتف میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار، هندبال و شنا از لحاظ آماری متفاوت بود و افراد غیرورزشکار و شناگران نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری از بازیکنان هندبال داشتند، در حالی که در انجام ابداکشن ایستا، میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار، بازیکنان تنیس و افراد غیرورزشکار از لحاظ آماری متفاوت بود و عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک افراد غیرورزشکار در نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف نسبت هم‌انقباضی بیش‌تری از ورزشکاران در نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح اسکاپشن داشتند.

نتیجه گیری

با توجه به نتایج مطالعه حاضر به نظر می‌رسد که نوع تکلیف حرکتی بر نسبت‌های هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک و عضلات مفصل شانه نقش دارد؛ همچنین، نسبت هم‌انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک در برخی از رشته‌های ورزشی پرتاب از بالای سر و افراد غیرورزشکار متفاوت است. در پایان پیشنهاد می‌شود که کلینیسین‌ها باید توجه داشته باشند که در ارزیابی‌های کلینیکی تفاوت‌های معنی‌دار در نسبت هم‌انقباضی عضلات شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیرورزشکار ممکن است به دلیل سازگاری آن‌ها با تمرینات و استفاده بیش‌ازحد اندام فوقانی‌شان باشد و نباید آن را نشانه‌های پاتولوژی در نظر گرفت.

منابع

1. Veeger, H.E., Van Der Helm, F.C. (2007). Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*. 40:2119-29.
2. Nieminen, H., Takala, E.P., Niemi, J., Viikari-Juntura, E. (1995). Muscular synergy in the shoulder during a fatiguing static contraction. *Journal of Clinical Biomechanics*. 10:309-17.
3. Smith, L.K., Weiss, E.L., Dom Lehmkuhl, L. (1996). *Brunnstrom's clinical kinesiology*. 5th ed. Philadelphia: FA Davis.
4. Tuller, B., Turvey, M.T., Fitch, H.L. (1982). The bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In: Kelson JAS, editor. *Human motor control*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum; p. 239-51.
5. Turvey, M.T. (1990). Coordination. *Journal of American Psychology*. 45(8):938-53.
6. Sharkey, N.A., Marder, R.A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *American Journal of Sports Medicine*. 23:270-5.
7. Halder, A.M., O'Driscoll, S.W., Heers, G., Mura, N., Zobitz, M.E., An, K.N., Kreuzsch-Brinker, R. (2002). Biomechanical comparisons of effects of supraspinatus tendon detachment, tendon defects, and muscle retraction. *Journal of Bone and Joint Surgery American*. 84-A(5):780-5.
8. Parsons, I.M., Apreleva, M., Fu, F.H., Woo, S.L.Y. (2002). The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. *Journal of Orthopedic Research*. 20: 439-46.
9. Levangie, P.K., Norkin, C.C. (2001). *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. 3rd ed. Philadelphia: F.A. Davis Company.
10. Poppen, N.K., Walker, P.S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 58:195-201.
11. Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Haubner, M., Rohrer, H., Englmeier, K.H., Reiser, M., Eckstein, F. (1999). Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *American Journal of Roentgenology*. 172(4):1081-6.
12. Myers, J.B., Hwang, J.B., Pasquale, M.R., Blackburn, J.T., Lephart, S.M. (2009). Rotator cuff coactivation ratios in participants with subacromial impingement syndrome. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 12:603-8.
13. Bertelli, J.A., Ghizoni, M.F. (2005). Long thoracic nerve: anatomy and functional assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 87:993-8.
14. Ballantyne, B.T., O'Hare, S.J., Paschall, J.L., Pavia-Smith, M.M., Pitz, A.M., Gillon, J.F., Soderberg, G.L. (1993). Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Journal of Physical Therapy*. 73:668-77.
15. Glousman, R. (1993). Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. *Journal of Clinical Orthopedic and Related Research*. 288:27-34.
16. Bak, K., Faunl, P. (1997). Clinical findings in competitive swimmers with shoulder pain. *American Journal of Sports Medicine*. 25(2):254-60.
17. Borsa, P.A., Scibek, J.S., Jacobson, J.A., Meister, K. (2005). Sonographic stress measurement of glenohumeral joint laxity in collegiate swimmers and age-matched controls. *American Journal of Sports Medicine*. 33(7):1077-84.
18. Sale, D., MacDougall, D. (1981). Specificity in strength training: A review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*. 6:87-92.
19. Kendall, F.P., McCreary, E.K., Provance, P.G., Rodgers, M.M., Romani, W.A. (2011). *Muscles: testing and function, with posture and pain*. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams&Wilkins.
20. Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed, Sudbury, Mass. : Jones and Bartlett.
21. Rudolph, K.S., Axe, M.J., Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg, Sports Traumatology and Arthroscopy Journal*. 8(5):262-9.
22. Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., Watson, L. (2010). Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20:212-22.
23. Kibler, W.B. (1980). The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal of Sports Medicine*. 26(2):325-37.