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 حسینی‌مهر *[۱]، مهرداد عنبریان [۲]

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

۲. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی 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، ذوزنقه فوقانی، میانی و تحتانی، تحت خاری، پشتی بزرگ و دندانه‌ای قدامی) در وضعیت دینامیکی و استاتیکی ابداکشن بازو در سه زاویه (۴۵-۰ درجه به مدت یک ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه، ۹۰-۰ درجه به مدت دو ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه ، ۱۳۵-۰ 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 ($p\leq ۰/۰۵$). 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.H[1]., Anbarian, M[2].

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 (0-45º in 1second and holding it for 3 seconds, 0-90º in 2 seconds and holding it for 3 seconds, 0-135º 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 (0-45º, 0-90º, 0-135º) and holding shoulder elevation in scapular plane (45º, 90º, 135º), 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

مقدمه

برای عملکرد مطلوب کمپلکس شانه[1]، تعادل میان تحرک و ثبات این مجموعه برای انجام حرکات هماهنگ و موزون لازم است (۱). در کمپلکس شانه، همه عضلات و به‌ویژه عضلات اسکاپولوهومرال، تقریباً در تمام حرکات کمپلکس شانه، جفت سینرژیست‌های عضلانی عمل می‌کنند (۲، ۳). گروه‌های سینرژیست مختلف از میان عضلات اسکاپولوتوراسیک شناسایی‌شده‌اند؛ برای مثال، اعمال هم‌زمان و هماهنگ میان ذوزنقه بالایی و دندانه‌ای قدامی برای انجام چرخش بالایی کتف گزارش شده است (۳). گروه سینرژیست دیگر در مفصل اسکاپولوتوراسیک، ذوزنقه میانی و دندانه‌ای قدامی است که مسئول نگه‌داری کتف در مقابل قفسه سینه است (٤،٥)؛ از سوی دیگر، هدف اصلی عضلات روتیتورکاف ایجاد نیروهای فشاری با هم‌انقباضی برای تثبیت سر بازو در حفره گلنوئید است (٦،٧،٨). 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 گلنوئید بالا بکشد (۹). در بیماران با گیرافتادگی تحت اخرمی، جابه‌جایی فوقانی سر بازو هنگام ابداکشن بازو شناسایی‌شده است (۱۰،۱۱). به‌نظر 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 فوق خاری-تحت خاری، فوق خاری-تحت کتفی و تحت کتفی- تحت خاری درحرکت ابداکشن بازو متفاوت است و افراد با سندورم گیرافتادگی در شروع ابداکشن ۳۰-۰ درجه، نسبت هم‌انقباضی تحت کتفی-تحت خاری و تحت خاری - تحت کتفی کمتری از افراد سالم دارند. در ٦۰-۳۰ درجه ابداکشن، نسبت هم‌انقباضی کم‌تر فوق خاری-تحت خاری در افراد با سندروم گیرافتادگی نشان داده شد. افراد با سندروم گیرافتادگی نسبت بیش‌تر تحت کتفی- تحت خاری و فوق خاری- تحت خاری در ۱۲۰-۹۰ درجه الویشن بازو داشتند؛ علاوه بر این، مشخص شد که افراد با سندروم گیرافتادگی افزایش فعالیت عضله دلتوئید در ۳۰-۰ درجه الویشن داشتند (۱۲).

به‌طورکلی مشارکت فعال و متعادل عضلات روتیتورکاف و اسکاپولوتوراسیک برای تولید حرکات کارآمد و ثبات کمپلکس شانه ضروری است (۱۳)؛ طوری‌که تراپیست‌ها برنامه‌های تمرینی را بر این اساس پیشنهاد می‌کنند (١٤). مطابق نظر گلوسمن (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 گلنوهومرال هنگام ابداکشن

1. Shoulder Complex

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

بازو به این نتیجه می‌رسیم که مطالعات انجام‌شده در این زمینه بیش‌تر به مقایسه افراد سالم با افراد مبتلا به آسیب‌های مجموعه شانه نظیر سندروم گیرافتادگی و ناپایداری گلنوهومرال 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[1] طبقه‌بندی می‌شوند. با این وجود، حرکات انجام‌شده در این رشته‌های ورزشی از نظر کینماتیک، عمل عضله و تعداد تکرارها متفاوت است (۱۶،۱۷). اصل سازگاری خاص به نیاز تحمیلی[2] بیان می‌کند که بدن به‌طور ویژه با نیازهایش سازگار می‌شود (۱۸)؛ بر اساس این اصل، انتظار می‌رود که شانهٔ ورزشکاران رشته‌های شنا، تنیس و هندبال به‌رغم این‌که 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 ابداکشن بازو در سطح کتف در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بارخارجی 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، نمونهٔ 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 جدول۱ 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±٤/۷	۱۸۲/۷±٤/۲	۱۷۸/٦±۳/۲
جرم (کیلوگرم)	۷۸/۵±۳/۸	۸۱/۵±۳/۱	۸۰/٤±۳/۹	۸۳/۱±۲/۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۱/۵±۰/۷۲	۲۲/۲±۰/۵۱	۲۲/۰٤±۰/٦۲	۲۲/۷±۰/٦٤
تعداد جلسات تمرین در هفته	٤/۸±۰/۹۱	٦*	٤/۱±۰/۵٦	-
**سابقه حضور در لیگ برتر (سال)	٤/۱±۰/۷۳	٤/۳±۰/۰۸۲	۳/۷±۰/۸	-

* 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 گرفته‌شده بود.

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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

روش جمع‌آوری و تجزیه وتحلیل اطلاعات الکترومیوگرافی: آزمودنی‌ها پس از آماده‌سازی پوست، نصب الکترودها و آشنایی با آزمون‌های اندازه‌گیری؛ به‌طور تصادفی فلش کارت‌هایی که روی آن آزمون‌های مختلف اندازه‌گیری نوشته‌شده بود را انتخاب می‌کردند. هدف از تهیه فلش کارت‌ها، تصادفی بودن آزمون‌ها بود. برای اندازه‌گیری اطلاعات EMG تعداد هفت فلش کارت تهیه‌شده 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 و۱۳۵ درجه) × ۲ وضعیت دست برتر و غیربرتر × 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 می نشست و بازوی خود را (برتر یا غیربرتر، به‌طور تصادفی) در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحهٔ فرونتال نگه می‌داشت. آزمونگر با یک دست مانع بالا رفتن شانهٔ 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 یک‌بارمصرف از جنس Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی عضلات دلتوئید میانی و قدامی، تحت خاری، پشتی بزرگ، ذوزنقه 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 تجزیه‌وتحلیل 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.

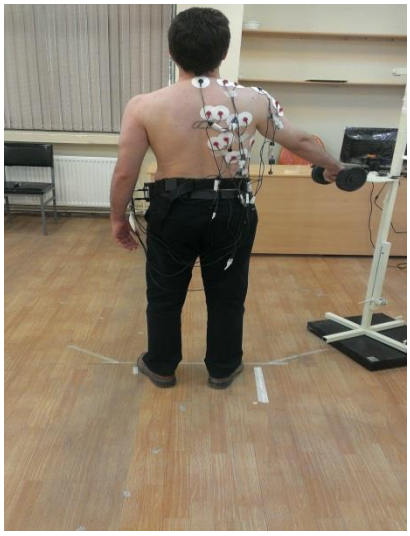
۲. انجام ابداکشن ۹۰ درجه شانه (از ۰ تا ۹۰ درجه) در سطح اسکاپشن در مدت دو ثانیه و نگه‌داری آن به مدت سه ثانیه.

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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

با مترونوم ریتم حرکت در زوایای مختلف ابداکشن شانه کنترل می‌شد. به‌منظور کنترل حرکت ابداکشن در سطح کتف از یک پایه فلزی استفاده‌شده بود. این پایه ۳۰ درجه قدام نسبت به سطح فرونتال قرارگرفته بود (شکل۱). زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه برای هر آزمودنی با استفاده از یک بست فلزی که قابل‌انتقال 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). به‌منظور جلوگیری از حرکت جانبی سر و تنه در زمان انجام آزمون‌ها از آزمودنی خواسته‌شده بود تا به هدف مشخص‌شده در راستای دید آزمودنی در فاصله دو متری نگاه کند. از یک فرد کمکی جهت تائید 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 تایید می‌کرد.



شکل ۱: انجام ابداکشن ۴۵درجه 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 (۴۵-۰ 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

MVIC، برای پیشگیری از خستگی در نظر گرفته‌شده بود. برای تجزیه وتحلیل داده‌های حاصل از الکترومیوگرافی ، از نرم‌افزار Mega Win و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ٤٥٠ 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 درحرکت دینامیک ابداکشن (از صفر تا ٤٥ درجه به مدت یک ثانیه، صفرتا ۹۰ درجه به مدت دو ثانیه، صفر تا ۱۳۵ درجه به مدت سه ثانیه) اطلاعات RMS هر عضله در مدت‌زمان 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 مدت‌زمان نگه‌داری پوزیشن ابداکشن (٤٥، ۹۰ و ۱۳۵ درجه) بر مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب می‌شد. برای محاسبه نسبت هم انقباضی عضلات اسکاپولوتوراسیک (ذوزنقه بالایی- دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه میانی- دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه 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.

٤. انجام ریترکشن درحالی‌که دست‌ها در کنار بدن قرارگرفته بودند در برابر مقاومت.

۵. انجام اکستنشن در صفر درجه الویشن شانه در سطح ساجیتال در برابر مقاومت.

٦. 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

دست برتر و غیربرتر انجام می‌شد. پشت آزمودنی‌ها از صندلی فاصله داشت و از آزمودنی‌ها خواسته‌شده 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 (۲×۲×۳×٤×۸) برای بررسی اثر خالص و تعاملی متغیرها بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در درون و میان گروه‌ها استفاده شد. داده‌ها در برنامه SPSS نسخه ١٦ 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 هم انقباضی عضلات مجموعه شانه در الویشن بازو (ابداکشن دینامیکی) و نگه‌داری آن (ابداکشن استاتیکی) در سطح کتف تأثیرگذار بود. طوری‌که با اعمال بار خارجی و افزایش زاویه ابداکشن نسبت هم انقباضی 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 (F=6.56، p-value=0.001)؛ 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)

گروه ۱	گروه ۲	اختلاف میانگین	خطای استاندارد میانگین	p-value
غیرورزشکار	شنا	۵/۳۵۹	۳/٦۰۲	۰/۸۷۳
	هندبال	۱۵/٦۷۵	۳/٦۰۲	۰/۰۰۱*
	تنیس	۷/۹۷۵	۳/٦۰۲	۰/۱۹۹
شنا	هندبال	۱۰/۳۱٦	۳/٦۰۲	۰/۰٤۲*
	تنیس	۲/٦۱٦	۳/٦۰۲	۱/۰۰۰
هندبال	تنیس	۷/۷۰۰۰	۳/٦۰۲	۰/۲۳٦

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

در جدول ۳ نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی میان عضلات مختلف مفصل اسکاپولوتوراسیک در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن دینامیکی) به‌صورت جفت آورده شده است. نتایج این آزمون نشان می‌دهد که در مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک به‌صورت جفت در مدت ابداکشن بازو در سطح کتف به‌غیراز نسبت هم‌انقباضی ذوزنقه میانی – دندانه‌ای قدامی با ذوزنقه پایینی– دندانه‌ای قدامی بقیه نسبت‌های هم انقباضی با یکدیگر ازنظر آماری متفاوت است.

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

هم‌انقباضی ۱	هم‌انقباضی ۲	اختلاف میانگین	خطای استاندارد میانگین	p-value
ذوزنقه فوقانی– دندانه‌ای قدامی	ذوزنقه میانی– دندانه‌ای قدامی	۲/۱۸۰	۰/٦٧٩	۰/۰۰۸*
	ذوزنقه پایینی– دندانه‌ای قدامی	۱/۹۸۸	۰/٦٩١	۰/۰۲*
ذوزنقه میانی – دندانه‌ای قدامی	ذوزنقه پایینی– دندانه‌ای قدامی	۰/۱۹۱	۰/٦٢٠	۱/۰۰۰

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

همچنین نتایج مطالعه نشان داد که نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگه‌داری 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 نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن استاتیکی)، نشان داد که در مقایسه نسبت هم انقباضی 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 نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف داشت. در جدول ٤ نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مختلف مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف (ابداکشن استاتیکی) به‌صورت جفت آورده شده است. نتایج این آزمون نشان داد که در مقایسه نسبت هم‌انقباضی عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک در نگه‌داری 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 نگه‌داری ابداکشن بازو در سطح کتف

هم‌انقباضی ۱	هم‌انقباضی ۲	اختلاف میانگین	خطای استاندارد میانگین	p-value
ذوزنقه فوقانی– دندانه‌ای قدامی	ذوزنقه میانی – دندانه‌ای قدامی	۸/۱۱۸	۱/۰٦٢	<۰/۰۰۱*
	ذوزنقه پایینی– دندانه‌ای قدامی	۲/۸٤٤	۰/٦٣٩	<۰/۰۰۱*
ذوزنقه میانی – دندانه‌ای قدامی	ذوزنقه پایینی– دندانه‌ای قدامی	-۵/۲۷٤	۰/۸٤۸	<۰/۰۰۱*

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

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 بارخارجی 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 همهٔ ساختارها، عضلات و مفاصل باید به طور موزون باهم کار کنند و اجازه حرکات وسیع را به روش 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 گلنوئید است (۷،۸). در الویشن بازو، فشار عضلات روتیتورکاف یک تکیه‌گاه محکم[1] برای سر بازو روی کتف ایجاد می‌کند و اجازه می‌دهد دلتوئید بازو را بدون جابه‌جایی فوقانی سر بازو روی گلنوئید بالا بکشد (۹). همچنان که در قسمت مقدمه بیان شد، در بیماران با گیرافتادگی تحت اخرمی، جابه‌جایی فوقانی در الویشن بازو که در فشار ساختارهای تحت اخرمی 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 هم انقباضی 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

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، به‌طوری‌که در ابداکشن دینامیکی، فقط میان بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار تفاوت معنی‌دار وجود داشت. افراد غیرورزشکار نسبت هم انقباضی 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 شانهٔ 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 گلنوئید 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 گلنوئید 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 ذوزنقه قدامی- دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه میانی- دندانه‌ای قدامی و ذوزنقه پایینی-دندانه‌ای 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 به‌طوری‌که 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، درحالی‌که 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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]

نتیجه‌گیری

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., Kreusch-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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1397.16.16.5.6]