Archive of SID

پژوهش‌نامهٔ فیزیولوژی ورزشی کاربردی سال چهاردهم/ شماره بیست و هشتم/ پاییز و زمستان ۹۷

دریافت: ۹۷/۳/۲۹ پذیرش: ۹۷/۶/۱۰ ص ص: ۲۲۶-۲۱۵

بررسی الگوی فراخوانی عضلات شانه برتر و غیر برتر ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار در شرایط اعمال و بدون اعمال بار خارجی

سید حسین حسینی‌مهر[۱]، مهرداد عنبریان[۲]

چکیده

سابقه و هدف: مطالعات قبلی نشان داده‌اند که ریتم اسکاپولوهومرال بین ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار متفاوت است. در این تحقیق ما قصد بررسی الگوی فراخوانی منتخبی از عضلات شانه برتر و غیر برتر ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار در شرایط اعمال و بدون اعمال بار خارجی حین ابداکشن بازو در سطح کتف را داریم.

مواد و روش ها: در این تحقیق نیمه تجربی تعداد۳۰ نفر ورزشکار مرد پرتاب از بالای سر و ۱۰ نفر غیر ورزشکار به صورت داوطلبانه شرکت کردند. از دستگاه EMG سطحی ۱۶ کانال (ME6000 T-16) ساخت کشور فنلاند برای بررسی فعالیت الکتریکی عضلات دلتوئید میانی و قدامی، تحت خاری، پشتی بزرگ، ذوزنقه فوقانی، میانی و تحتانی و دندانه‌ای قدامی طی ابداکشن بازو (۱۶۰- ۰ درجه به مدت ۴ ثانیه) در سطح کتف با و بدون مقاومت خارجی در دست برتر و غیر برتر به‌صورت جداگانه برای تعیین الگوی فراخوانی استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای بررسی اثر عوامل مختلف در درون و بین گروهها استفاده شد ($p\leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها: نتایج مطالعه نشان داد که بار خارجی تأثیر معنی‌داری بر الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه حین ابداکشن بازو در سطح کتف دارد ($p= ۰/۰۲۵$)، اما الگوی فراخوانی عضلات در شانه‌ی برتر و غیر برتر مشابه بود ($p= ۰/۵۱$) ، همچنین تفاوت معنی‌داری در الگوی فراخوانی عضلات حین ابداکشن بازو در سطح کتف بین گروه‌های تحقیق مشاهده نشد ($p= ۰/۸۲$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج این مطالعه به نظر می رسد که نوع رشته ورزشی و برتر یا غیر برتر بودن دست تاثیری بر الگوی فراخوانی عضلات شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار طی ابداکشن بازو در سطح کتف ندارد. این نتایج می تواند به عنوان یک راهنما در ارزیابی‌های اولیه کلینیکی و دوران توانبخشی مورد استفاده قرار گیرد.

کلید واژه‌ها: عضلات شانه، الگوی فراخوانی، دست برتر، بار خارجی

۱. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی ، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران، نویسنده مسئول hosseinimehrhossein@gmail.com

۲. استاد بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، همدان، ایران

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

مطالعات نشان داده اند که مشارکت متعادل و زمانبدی مناسب عضلات روتیتورکاف و اسکاپولوتراسیک برای تولید حرکت و ثبات کمربند شانه ضروری است. تغییرات در زمان شروع به فعالیت این عضلات، می‌تواند به ناهماهنگی بین کینماتیک کتف و عملکرد عضلات منجر شود. به‌عنوان‌مثال، اگر عضلات کتف قادر به تثبیت کتف و هماهنگی با حرکات اندام فوقانی نباشند، ممکن است به کاهش توانایی عضلات روتیتورکاف برای تثبیت مفصل گلنوهومرال منجر شود. این مورد می‌تواند زمینه جابه‌جایی فوقانی سر بازو توسط فعالیت عضله دلتوئید و در نهایت زمینه ایجاد سندروم گیرافتادگی شانه را فراهم نماید(۱).

مطالعات متعددی اثرات ناپایداری شانه روی الگوی فعالیت عضلات را مورد برر سی قرار داده‌اند. ایز و کیس[1] (۲۰۰۶) دریافتند که در افراد با ناپایداری چندجهته شانه[2]، کاهش زمان فعالیت در هر سه بخش عضلات دلتوئید و سینه‌ای بزرگ حین ابداکشن بازو در مقایسه با گروه کنترل وجود دارد(۲). به‌منظور جبران فعالیت کوتاه‌تر این عضلات، عضلات فوق خاری، تحت خاری، دو سر بازویی و سه سر بازویی زمان فعالیت طولانی‌تر دا شتند. این محققین پیشنهاد کردند که زمان فعالیت کوتاه‌تر عضلات دلتوئید و سینه‌ای بزرگ و زمان فعالیت بیشتر دیگر عضلات در افراد با ناپایداری چندجهته شانه، به‌منظور متمرکز کردن سر بازو در حفره گلنوئید می‌با شد. همچنین آنها بیان کردند درحالی‌که سر بازو ممکن ا ست در حفره گلنوئید محکم م ستقر شود، این گونه الگوهای موثر در تغییر فعالیت عضلات، ممکن است اثر معنی‌داری بر کینماتیک کتف در افراد با ناپایداری چندجهته داشته باشد(۲). در مطالعه‌ای مشابه توسط سانتوس و همکاران (۲۰۰۷)، هیچ اختلاف معنی‌داری در الگوی فراخوانی یا ترتیب فراخوانی عضلات میان افراد با و بدون ناپایداری شانه گزارش نشد. این محققین گزارش کردند که ناپایداری مف صل به‌تنهایی نمی‌تواند منجر به تغییرات در فعالیت عضله، کینماتیک کتف، زمان و ترتیب فراخوانی عضلات شود(۳).

وادث ورث و بلوک ساک ستون[3] (۱۹۹۷) الگوی فراخوانی عضلات چرخش دهنده کتف را در شناگران کرال سینه با گیرافتادگی تحت اخرمی[4] و گروه کنترل برر سی کردند. در مطالعه آنها، شرکت‌کنندگان ابداکشن دوطرفه بازو را در سطح کتف درحالی‌که سرعت، پا سچر و درجه انحراف پا سچر کنترل شده بود، انجام می‌دادند(۴). این مطالعه نشان داد که زمان شروع فعالیت عضلات به‌طور معنی‌داری در شناگران با گیرافتادگی تحت اخرمی افزایش می‌یابد و بیشترین تأخیر در عضله دندانه‌ای قدامی اتفاق می‌افتد. این محققین بیان کردند که تأخیر فراخوانی عضله دندانه‌ای قدامی ممکن است تثبیت کتف در طی ابداکشن را به خطر بیندازد و همچنین فضای تحت اخرمی را کاهش بدهد (۴). کولز و همکارانش[5] (۲۰۰۷) اثرات سندروم گیرافتادگی روی فراخوانی عضله ذوزنقه را مورد بررسی قراردادند. آن‌ها دریافتند که تأخیر در فعالیت عضله ذوزنقه میانی و تحتانی در افراد با عارضه سندروم گیرافتادگی وجود دارد (۵).

با نگاهی به مطالعات پیشین، مشاهده می‌شود که الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه در افراد سالم نیز مورد بررسی قرار گرفته است. برای نمونه برخی محققین، الگوی یکسان فراخوانی عضلات را با شروع فعالیت ذوزنقه بالایی، دندانه‌ای قدامی و ذوزنقه میانی و در پایان ذوزنقه تحتانی را در افراد بدون پاتولوژی شانه گزارش

1. Illyes & Kiss
2 multidirectional shoulder instability
3. Wadsworth & Bullock-Saxton
4 Subacromial impingement
5. Cool et al.

www.SID.ir

Archive of SID

کرده‌اند(۱،۴). ویکام و همکارانش[1] (۲۰۱۰) فعالیت عضلات شانه برتر افراد سالم طی ابداکشن/ اداکشن بازو در صفحه فرونتال را در ۲۴ آزمودنی مورد بررسی قرار دادند. در مطالعه آن‌ها، آزمودنی‌ها حرکت ابداکشن را از صفر تا ۱۶۶ درجه و سپس برگشت به صفر درجه (اداکشن) را با یک دمبل سبک (۲۵ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک) انجام می‌دادند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که عضله سوپرااسپیناتوس (۰/۱۰۲ثانیه) عضله ذوزنقه میانی (۰/۰۱۹ثانیه) و عضله دلتوئید میانی (۰/۰۱۴ثانیه) قبل از شروع حرکت فعال شدند. عضلات حرکت دهنده اصلی (سوپرااسپیناتوس و دلتوئید میانی) زودتر به حداکثر فعالیت رسیدند و بیشترین میزان فعالیت را عضلات متوازی‌الاضلاع، ذوزنقه پایینی، دندانه‌ای قدامی، دلتوئید میانی داشتند(۶). رید و همکارانش[2] (۲۰۱۶) در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که در افراد سالم، اعمال بار خارجی هرچند باعث افزایش فعالیت عضلات شانه می شود اما تاثیری بر الگوی فراخوانی عضلات شانه حین ابداکشن بازو در سطح کتف ندارد(۷).

مطالعات اخیر در زمینه بیومکانیک شانه نشان داده اند که پوزیشن استراحت کتف و همپنین ریتم اسکاپولوهومرال تحت تاثیر نوع رشته ورزشی قرار دارد(۹، ۸). این تحقیقات بیان کرده اند که وجود این تفاوت ها در بین ورزشکاران رشته های مختلف پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار دلیل بر وجود پاتولوژی نیست بلکه به دلیل سازگاری هایی است که در اثر تمرینات و ماهیت رشته های ورزشی به وجود آمده است.

با مرور مطالعات انجام شده در زمینه الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه طی ابداکشن بازو به این نتیجه می‌رسیم که بیشتر مطالعات به مقایسه الگوی فراخوانی عضلات بین افراد سالم و افراد با شرایط پاتولوژیکی شانه پرداخته‌اند و بیشتر عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک (ذوزنقه فوقانی، میانی، پایینی و دندانه‌ای قدامی) را مورد بررسی قرار داده‌اند. با توجه به اهمیت کینماتیک و عملکرد عضلانی کمپلکس شانه در ورزش‌های پرتاب از بالای سر[3] (تنیس، هندبال، شنا و...) و همچنین با توجه به اینکه حرکات انجام‌شده در این رشته‌های ورزشی ازنظر کینماتیک، عمل عضله و تعداد تکرارها متفاوت است(۱۱، ۱۰) و از طرف دیگر، با توجه به اصل سازگاری خاص به نیاز تحمیلی[4] (بدن به‌طور ویژه با نیازهایی که بر آن واقع می‌شود، سازگار می‌شود(۱۲)) و همچنین با توجه به اینکه مطالعات اخیر نشان داده اند که رفتار کینماتیکی کتف در بین ورزشکاران مختلف پرتاب از بالای سر و افراد غیر ورزشکار متفاوت است (۸،۹) سوال پژوهش حاضر این است که آیا الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه طی ابداکشن بازو در سطح کتف بین ورزشکاران رشته های مختلف ورزشی (شنا، هندبال و تنیس) و افراد غیر ورزشکار در شرایط اعمال بار خارجی و بدون اعمال بار در دست برتر و غیر برتر متفاوت است؟ پاسخگویی به این سوال می تواند راهنمایی های خوبی برای ارزیابی‌های کلینیکی و تهیه پروتکل‌های توانبخشی فراهم نماید.

مواد و روش ها

پژوهش حا ضر از نوع نیمه تجربی ا ست. جامعه آماری این تحقیق را ورز شکاران مرد ر شته‌های ورز شی هندبال، تنیس و شنا که در لیگ‌های برتر کشور حضور داشتند و دانشجویان مرد غیر ورزشکار تشکیل دادند. نمونه آماری این پژوهش را ۳۰ نفر ورزشکار (۱۰ نفر شناگر، ۱۰ نفر هندبالیست و ۱۰ نفر بازیکن تنیس) و ۱۰ نفر غیر ورزشکار بودند. بازیکنان هندبال از بازیکنان دو تیم هپکوی اراک و کاسپین قزوین، شناگران و بازیکنان تنیس از ورز شکاران تنیس و شنای ا ستان‌های فارس، همدان و گیلان که سابقه قهرمانی یا سابقه شرکت در م سابقات

1. Wickham et al
2 Reed et al
3 Overhead
4. Specific Adaptation to Imposed Demand (SAID) principle

www.SID.ir

Archive of SID

قهرمانی کشور (حداقل سه سال) داشتند، انتخاب شدند. روش نمونه‌گیری از نوع در دسترس بود. مشخصات گروه‌های مختلف تحقیق در جدول۱ آورده شده است.

جدول ۱: مشخصات گروه‌های مختلف تحقیق

متغیر	شنا	هندبال	تنیس	غیر ورزشکار
سن (سال)	۱۹/۱±۹/۵	۲۲/۲±۶/۵	۲۱/۲±۸/۱	۲۲/۲±۵/۵
قد (سانتیمتر)	±۳/۱۸۱ ۳/۳	±۳/۱۸۳ ۴/۷	±۷/۱۸۲ ۴/۲	۱۷۸/۳±۶/۲
جرم (کیلوگرم)	۷۸/۵ ۳±/۸	۸۱/۵ ۳±/۱	۸۰/۴ ۳±/۹	۸۳/۲±۱/۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۱/۵ ۰±/۷۲	۲۲/۲ ۰±/۵۱	۲۲/۰۴ 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±/۸	–

*چون هندبالیست‌ها به‌صورت 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.

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 زائد و شستشوی پوست با الکل طبی، الکترودهای چسبنده یک‌بارمصرف از جنس Ag-AgCl بافاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر بر 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[1] (۲۰۱۱) صورت گرفت و الکترودهای رفرنس بر روی زائده اکرومیون و مهره هفتم گردنی قرار گرفتند (۱۳). پس از آماده‌سازی پوست، نصب الکترودها و آشنایی آزمودنی با آزمون‌های اندازه‌گیری، آزمودنی به صورت تصادفی فلش کارت‌هایی که بر روی آن آزمون‌های مختلف اندازه‌گیری نوشته‌شده بود را انتخاب می‌کرد. هدف از تهیه فلش کارت‌ها به‌منظور تصادفی بودن آزمون‌ها بود. آزمودنی ها باید ابداکشن بازو در سطح کتف (صفر تا ۱۶۰ درجه به مدت ۴ ثانیه) را با دست برتر و غیر برتر (به صورت جداگانه) در شرایط اعمال بارخارجی و بدون اعمال بار انجام می دادند. ۲۵ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک ابداکتورها به‌عنوان مقدار وزنه (بار خارجی) در نظر گرفته شده بود. برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک ابداکتورها از روش ارائه‌شده توسط کندال و همکارانش[2] (۲۰۰۵) استفاده شد (۱۴). بدین منظور، آزمودنی بر روی صندلی می‌نشست و بازوی خود را (برتر یا غیر برتر، به‌صورت تصادفی) در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه‌ی فرونتال نگه می‌داشت. آزمونگر با یک دست مانع بالا رفتن شانه‌ی آزمودنی و با دست دیگر دینامومتر را بین شانه و آرنج او روی بازو حفظ کرده و از فرد می‌خواست که با حداکثر نیرو در جهت بالا به دینامومتر نیرو وارد کند (۱۴). حداکثر نیروی تولیدی ثبت می شد. آزمودنی سه بار این حرکت را انجام می‌داد. هر آزمون شامل ۳ انقباض ۵ ثانیه‌ای با ۵۰ ثانیه استراحت برای هر انقباض بود و میانگین تکرارها برای تحلیل‌های آماری مورداستفاده قرار می‌گرفت.

ریتم حرکت در هنگام ابداکشن بازو (صفر تا ۱۶۰ درجه به مدت ۴ ثانیه) توسط مترونوم کنترل‌شده بود.

1. Criswell 2. Kendall et al

www.SID.ir

Archive of SID

به‌منظور کنترل حرکت ابداکشن در سطح کتف از یک پایه فلزی استفاده شده بود. این پایه ۳۰ درجه قدام نسبت به سطح فرونتال قرارگرفته بود (شکل ۱). ابداکشن ۱۶۰ درجه برای هر آزمودنی با استفاده از یک بست فلزی که قابل‌انتقال بود بر روی پایه فلزی مشخص می‌شد (با استفاده از اینکلینومتر مقدار زاویه ابداکشن هر آزمودنی مشخص می شد و بست فلزی بر روی پایه فلزی در آن زاویه تنظیم می شد). به‌منظور جلوگیری از حرکت جانبی سر و تنه در حین انجام آزمون‌ها از آزمودنی خواسته‌شده بود تا به هدف مشخص‌شده در راستای دید او در فاصله ۲ 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 بافاصله قرار می‌گرفت و حرکت را تائید می‌کرد.

شکل۱: تصویری از آزمودنی در حین اجرای ابداکشن بازو در سطح کتف در شرایط اعمال بار خارجی

در مورد ترتیب فراخوانی عضلات، زمان شروع به فعالیت اولین عضله به‌عنوان مبنا در نظر گرفته می‌شد و زمان شروع به فعالیت سایر عضلات از این زمان کم شده و نسبت به آن سنجیده می شد (زمان شروع نسبی). درواقع تقدم و تأخر ترتیب فعال شدن عضلات بر اساس اختلاف از زمان عضله‌ای است که زودتر شروع به فعالیت می‌کند(۱۴). در مطالعات روش‌های مختلفی برای تعیین شروع فعالیت عضله گزارش‌شده است.

۱. گذشتن آستانه فعالیت الکتریکی عضله در ارتباط با ۱۰ درصد حداکثر انقباض اختیاری (۱۶) یا ۲۰ درصد حداکثر انقباض اختیاری (۲)

۲. گذشتن میانگین فعالیت الکتریکی خط پایه با دو انحراف استاندارد (۱) یا سه انحراف استاندارد (۱۷)

www.SID.ir

Archive of SID

در این مطالعه از روش دوم گذشتن میانگین فعالیت خط پایه با دو انحراف استاندارد (۱) استفاده گردید. در این مورد داده‌ها بعد از یک‌سویه شدن با فیلتر باترورث[1] ۳/۱ هرتز پالایش می‌شدند. از آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر چند راهه (۲×۲×۴×۸) (۲ شرایط اعمال و بدون اعمال بار× ۲ دست برترو غیر برتر× ۴گروه× ۸ عضله) برای بررسی اثر خالص و تعاملی فاکتورهای مختلف بر الگوی فراخوانی عضلات شانه درون و بین گروهها استفاده شد. لازم به ذکر است که برای تعیین پیش فرض های آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر از آزمون شاپیرو ویلک برای تعیین نرمال بودن داده ها، آزمون لون برای همگنی واریانس میان گروهها، آزمون کرویت ماخلی برای بررسی یکسانی واریانس تفاوت بین همه ترکیب های مربوط به گروهها استفاده شد.

یافته ها

در جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد زمان شروع به فعالیت عضلات مجموعه شانه در گروههای مختلف تحقیق (بر حسب ثانیه) حین ابداکشن بازو در سطح کتف آورده شده است. لازم به یادآوری مجدد می‌باشد که در مورد ترتیب فراخوانی عضلات، زمان شروع به فعالیت اولین عضله به‌عنوان مبنا در نظر گرفته می‌شد و زمان شروع به فعالیت سایر عضلات از این زمان کم شده و نسبت به آن سنجیده می شد (زمان شروع نسبی). تقدم و تأخر ترتیب فعال شدن عضلات بر اساس اختلاف از زمان اولین عضله‌ای است که زودتر شروع به فعالیت می‌کند. در این مورد عضله ذوزنقه فوقانی در تمامی گروه‌ها به‌عنوان اولین عضله شروع به فعالیت کرد (عدد ارائه شده در مقابل ذوزنقه فوقانی بیانگر مدت‌زمان طول کشیده شده (برحسب ثانیه) برای فعال شدن این عضله بود). اعداد ارائه‌شده در مقابل عضلات دیگر نمایانگر مدت‌زمان تأخیری شروع فعالیت عضله بعد از عضله ذوزنقه فوقانی (برحسب ثانیه) می‌باشد(۱۴).

همچنین در شرایط اعمال بار خارجی نیز الگوی فراخوانی عضلات شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف در شانه‌ی برتر و غیر برتر تمامی گروههای تحقیق همانند شرایط بدون اعمال بار بود (البته با فراخوانی زودتر). به‌طوری‌که اولین عضله ذوزنقه فوقانی و در ادامه دلتوئید میانی، دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه میانی، دلتوئید قدامی، ذوزنقه پایینی، تحت خاری و نهایتاً پشتی بزرگ شروع به فعالیت کردند.

جدول ۲: الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه (برحسب ثانیه) در طی ابداکشن بازو در سطح کتف

عضلات	شانه	شنا	هندبال	تنیس	غیر ورزشکار
ذوزنقه فوقانی	برتر	±۰۱۹/۰ ۰/۰۰۸	±۰۲/۰ ۰/۰۰۸	±۰۱۹/۰ ۰/۰۰۷	±۰۲۲/۰ ۰/۰۱۲
	غیر برتر	±۰۲/۰ ۰/۰۰۸	±۰۲۳/۰ ۰/۰۱	±۰۲/۰ ۰/۰۰۸	±۰۲۴/۰ ۰/۰۱۲
دلتوئید میانی	برتر	±۰۳۳/۰ ۰/۰۱۴	±۰۳۵/۰ ۰/۰۱۵	±۰۳۶/۰ ۰/۰۱۴	±۰۳۳/۰ ۰/۰۱۴
	غیر برتر	±۰۳۱/۰ ۰/۰۱۳	±۰۳۳/۰ ۰/۰۱۴	±۰۳۴/۰ ۰/۰۱۳	±۰۳/۰ ۰/۰۱

1. Butterworth filter

www.SID.ir

Archive of SID

عضلات	شانه	شنا	هندبال	تنیس	غیر ورزشکار
دندانه‌ای قدامی	برتر	±۰۳۵/۰ ۰/۰۱۶	±۰۳۷/۰ ۰/۰۱۱	±۰۴۳/۰ ۰/۰۱۵	±۰۳۹/۰ ۰/۰۱۲
	غیر برتر	±۰۳۸/۰ ۰/۰۱۳	±۰۳۵/۰ ۰/۰۱۳	±۰۴۲/۰ ۰/۰۱۵	±۰۳۹/۰ ۰/۰۱۲
ذوزنقه میانی	برتر	±۷۵/۰ ۰/۰۳۷	±۰۸۹/۰ ۰/۰۱۱	±۰۹/۰ ۰/۰۳۷	±۰۸۷/۰ ۰/۰۴۱
	غیر برتر	±۰۸/۰ ۰/۰۱۹	±۰۸۸/۰ ۰/۰۱۴	±۰۹۱/۰ ۰/۰۱۶	±۰۸/۰ ۰/۰۱۸
دلتوئید قدامی	برتر	±۰۹۹/۰ ۰/۰۵۳	±۱۰۴/۰ ۰/۰۱۲	±۱۱۴/۰ ۰/۰۵۳	±۱۰۹/۰ ۰/۰۵۴
	غیر برتر	±۱۰۵/۰ ۰/۰۱۵	±۱۰۷/۰ ۰/۰۱۵	±۱۰۲/۰ ۰/۰۱۶	±۰۹۱/۰ ۰/۰۱۹
ذوزنقه پایینی	برتر	±۲۶۱/۰ ۰/۱۳۶	±۲۶۲/۰ ۰/۰۱۳	±۲۸۱/۰ ۰/۱۳۶	±۲۶۶/۰ ۰/۱۱۸
	غیر برتر	±۲۵۷/۰ ۰/۰۶۵	±۲۵۲/۰ ۰/۰۱۶	±۲۷۲/۰ ۰/۰۸۹	±۲۵۴/۰ ۰/۰۴۱
تحت خاری	برتر	±۴۷۱/۰ ۰/۱۴۹	±۴۵۳/۰ ۰/۰۱۴	±۴۷۸/۰ ۰/۱۴۷	±۴۶۷/۰ ۰/۱۴۰
	غیر برتر	±۴۳۵/۰ ۰/۱۰۳	±۴۴۴/۰ ۰/۰۱۸	±۴۴۱/۰ ۰/۰۴۰	±۴۴۵/۰ ۰/۰۳۵
پشتی بزرگ	برتر	±۴۹۴/۰ ۰/۱۲۸	±۴۸۵/۰ ۰/۰۱۵	±۵۰۴/۰ ۰/۱۲۴	±۴۷۷/۰ ۰/۱۰۱
	غیر برتر	±۴۹۳/۰ ۰/۰۹۷	±۴۸۵/۰ ۰/۰۲۱	±۴۸۰/۰ ۰/۰۴۴	±۴۹۹/۰ ۰/۰۴۱

از طرف دیگر نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر نشان داد که عامل عضلات مختلف و بار خارجی تاثیر معنی داری بر الگوی فراخوانی عضلات مفصل شانه طی ابداکشن بازو در سطح کتف دارد و بقیه عوامل تاثیر معنی داری بر الگوی فراخوانی عضلات مفصل شانه طی ابداکشن بازو در سطح اسکاپشن ندارد (جدول ۳).

همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف بین گروه‌های مختلف تحقیق تفاوت معنی‌داری نداشت (p=۰/۸۲) یا به‌عبارت‌دیگر در طی ابداکشن بازو در سطح کتف الگوی فراخوانی عضلات در تمامی گروه‌ها (هندبال، شنا، تنیس و افراد غیر ورزشکار) مشابه بوده است. همچنین نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه زمان‌بندی فراخوانی عضلات مختلف مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف به‌صورت جفت، نشان داد که در مقایسه زمان‌بندی تمامی عضلات با یکدیگر، به‌غیراز دلتوئید

www.SID.ir

Archive of SID

میانی و دندانه‌ای قدامی زمان‌بندی عضلات دیگر ازنظر آماری متفاوت بود. به‌عبارت‌دیگر این دو عضله در طی ابداکشن بازو در سطح کتف، زمان شروع به فعالیت مشابه یا خیلی نزدیک به هم داشتند.

جدول ۳: نتایج اثر خالص و تعاملی فاکتورهای مختلف بر الگوی فراخوانی عضلات طی ابداکشن بازو در سطح کتف

عامل	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	P-value
عضلات	۳۹/۶۰۸	۳/۲۰۸	۱۲/۳۴۷	۱/۹۴	۰/۰۰۱*
عضله× گروه	۰/۰۱۴	۹/۶۲۳	۰/۰۰۱	۰/۲۳۵	۱/۰۰۰
بار خارجی	۰/۰۲۱	۱	۰/۰۲۱	۵/۴۷	۰/۰۲۵*
بار خارجی× گروه	۰/۰۰۱	۳	۰/۰۰۰	۰/۱	۰/۹۶
دست	۰/۰۰۳	۱	۰/۰۰۳	۰/۴۶۲	۰/۵۰۱
دست × گروه	۰/۰۰۳	۳	۰/۰۰۱	۰/۱۴۱	۰/۹۳۵
عضلات × بار خارجی	۰/۰۲۴	۲/۷۸	۰/۰۰۸	۱/۹۵۹	۰/۱۳
عضلات × بار خارجی ×گروه	۰/۰۰۴	۸/۳۳۹	۰/۰۰۰	۰/۱۱۲	۰/۹۹۹
عضلات × دست	۰/۰۱۸	۲/۷۲۹	۰/۰۰۶	۰/۹۰۹	۰/۴۳۲
عضلات× دست× گروه	۰/۰۱۴	۸/۱۶۸	۰/۰۰۲	۰/۲۳۷	۰/۹۸۴
بار خارجی × دست	۰/۰۰۱	۱	۰/۰۰۱	۰/۳۰۶	۰/۵۸۴
بار خارجی× دست × گروه	۰/۰۰۶	۳	۰/۰۰۲	۰/۵	۰/۶۸۵
عضلات× بار خارجی× دست	۰/۰۰۲	۲/۸۵۲	۰/۰۰۰	۰/۱۳۷	۰/۹۳۱
عضلات×بار خارجی× دست×گروه	۰/۰۱۱	۸/۲۱۵۵	۰/۰۰۱	۰/۲۷	۰/۹۷۸

از طرف دیگر نتایج این مطالعه نشان داد که الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار ازنظر آماری متفاوت بود (p=۰/۰۲۵) به طوریکه در شرایط اعمال بار عضلات زودتر شروع به فعالیت کردند. همچنین نتایج نشان داد که که الگوی فراخوانی عضلات در طی ابداکشن بازو در سطح کتف در شانه‌ی برتر و غیر برتر مشابه بود و ازنظر آماری تفاوتی بین الگوی فراخوانی عضلات شانه‌ی برتر و غیر برتر طی ابداکشن بازو در سطح کتف وجود نداشت (p=۰/۵).

بحث و نتیجه گیری

هدف از مطالعه حاضر مقایسه الگوی فراخوانی عضلات شانه برتر و غیر برتر بازیکنان هندبال، تنیس، شناگران و افراد غیر ورزشکار در شرایط اعمال و بدون اعمال بارخارجی طی ابداکشن بازو در سطح کتف بود. نتایج این مطالعه به طور خلاصه به شرح زیر بود:

www.SID.ir

Archive of SID

۱- عامل برتر و غیر برتر بودن شانه تأثیر معنی‌داری بر الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه طی ابداکشن بازو در سطح کتف نداشت. ۲- عامل بار خارجی تأثیر معنی‌داری بر الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف داشت به‌طوری‌که با اعمال بار خارجی عضلات زودتر شروع به فعالیت کردند. ۳- الگوی فراخوانی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف تفاوت معنی‌داری بین گروه‌های مختلف تحقیق نداشت، به‌طوری‌که در تمامی گروه‌ها ترتیب فعال شدن عضلات به ترتیب همراه با فعالیت ذوزنقه فوقانی، دلتوئید میانی، دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه میانی، دلتوئید قدامی، ذوزنقه پایینی، تحت خاری و نهایتاً پشتی بزرگ بود. ۴- زمان‌بندی فعال شدن تمامی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف با یکدیگر به‌غیراز دلتوئید میانی و دندانه‌ای قدامی از نظر آماری متفاوت بود. به‌عبارتی‌دیگر زمان‌بندی شروع فعالیت دندانه‌ای قدامی و دلتوئید میانی در طی ابداکشن بازو در سطح کتف خیلی نزدیک به هم بود.

به طور کلی در مورد الگوی فراخوانی عضلات در افراد سالم طی ابداکشن بازو دو مطالعه (۴،۱) الگوی موافقی از ترتیب فراخوانی عضلات با شروع فعالیت ذوزنقه بالایی و به دنبال آن دندانه‌ای قدامی و ذوزنقه میانی و درنهایت پشتی بزرگ مستقل از وجود پاتولوژی شانه گزارش کرده‌اند. ویخام و همکارانش[1] (۲۰۱۰) در افراد سالم، الگوی فراخوانی عضلات را با اعمال وزنه ۲/۵ کیلوگرمی در طی ابداکشن شانه در سطح فرونتال را به ترتیب زیر گزارش کردند: فوق خاری، ذوزنقه میانی، دندانه‌ای قدانی، ذوزنقه بالایی، متوازی‌الاضلاع، دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی، ذوزنقه پایینی، تحت کتفی پایینی، تحت خاری، پشتی بزرگ، تحت کتفی فوقانی، سینه‌ای کوچک و سینه‌ای بزرگ(۶). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که درطی ابداکشن بازو در سطح اسکاپشن الگوی فراخوانی عضلات به ترتیب همراه با فعالیت ذوزنقه فوقانی، دلتوئید میانی، دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه میانی، دلتوئید قدامی، ذوزنقه پایینی، تحت خاری و نهایتاً پشتی بزرگ بود. از دلایل تفاوت نتایج مطالعه حاضر با تحقیق ویخیام و همکارانش(۶) می توان به این مورد اشاره کرد که در تحقیق آنها عمل ابداکشن در سطح فرونتال صورت گرفته بود در حالیکه در تحقیق حاضر عمل ابداکشن در سطح کتف صورت گرفته است. هر چند ممکن است عامل سطح حرکتی در اختلاف این نتایج تاثیر گذار باشد اما محققین این مطالعه معتقدند تحقیق در این زمینه به بررسی و مطالعه بیشتر نیاز دارد. از طرف دیگر، نتایج این مطالعه نشان داد که اعمال بار خارجی تأثیر معنی‌داری بر الگوی فراخوانی عضلات دارد بطوریکه با اعمال بار خارجی عضلات زودتر شروع به فعالیت کردند. در توجیه این مورد می‌توان عنوان کرد که زودتر فعال شدن عضلات ممکن است به دلیل نیاز به ثبات و پایداری بیشتر ناحیه شانه و کتف با اعمال بار خارجی می‌باشد. درواقع جهت انجام ابداکشن، در ابتدا نیاز است تا ثبات لازم برای کتف ایجاد شود تا عضلات ابداکتور (دلتوئید میانی و قدامی) بتوانند بازو را بالا بکشند. مطالعات نشان داده‌اند که فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی برای حفظ و نگه‌داری کینماتیک مناسب مفصل گلنوهومرال ضروری است(۱). درواقع فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی باعث ایجاد پوزیشن مناسب برای کتف و عملکرد مناسب عضلاتی که به کتف چسبیده‌اند می‌شود و اجازه می‌دهد که عضله دلتوئید ابداکشن بازو را به طور مناسب انجام دهد (۱). همچنین مطالعات نشان داده‌اند که فعال شدن عضله دندانه‌ای قدامی به دنبال ذوزنقه فوقانی (بعد از یک فاصله زمانی کوتاه) نقش مهمی همراه با ذوزنقه فوقانی برای نگه‌داری کتف در مقابل قفسه سینه، چرخش بالایی کتف و تنظیم ریتم اسکاپولوهومرال دارد. این اعمال عضلانی برای ثبات مفصل در طی دامنه حرکتی کامل، ایجاد مزیت‌های مکانیکی برای عضلات روتیتورکاف وکاهش هزینه انرژی

1. Wickham et al.

www.SID.ir

Archive of SID

نقش دارند (۱). در تحقیق حاضر نیز در قسمت بررسی نتایج زمان شروع به فعالیت عضلات نیز مشاهده شد که زمان‌بندی فعال شدن تمامی عضلات مجموعه شانه در طی ابداکشن بازو در سطح کتف با یکدیگر به‌غیراز دلتوئید میانی و دندانه‌ای قدامی از نظر آماری متفاوت بود. به‌عبارتی‌دیگر زمان‌بندی شروع فعالیت دندانه‌ای قدامی و دلتوئید میانی در طی ابداکشن بازو در سطح کتف خیلی نزدیک به هم بود. این نتیجه به اهمیت و نقش عضاه دندانه ای قدامی در نگه‌داری کتف در مقابل قفسه سینه، چرخش بالایی کتف و تنظیم ریتم اسکاپولوهومرال به محض فعال شدن عضله دلتوئید میانی برای انجام عمل ابداکشن کتف اشاره دارد.

از نتایج تعجب‌برانگیز ما در این مطالعه دیر فعال شدن عضله تحت خاری بود. همان‌طور که می‌دانید از نقش‌های مهم این عضله ثبات خلفی کتف و تثبیت سر استخوان بازو در حفره گلنوئید می‌باشد. ما انتظار داشتیم که این عضله در مراحل اولیه ابداکشن شانه، به‌خصوص برای جلوگیری از جابه‌جایی فوقانی سر استخوان بازو ناشی از اعمال نیروی عضله دلتوئید وارد عمل شود. در توجیه این مورد ما معتقدیم شاید دیگر عضلات روتیتورکاف (فوق خاری، گرد کوچک و تحت کتفی) که در این مطالعه، ما آن‌ها را مورد بررسی قرار نداده‌ایم در این مورد ایفای نقش کرده باشند.

به‌طورکلی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق مورایز و همکارانش (۲۰۰۸) و وادث ورث و بلوک–ساکستون (۱۹۹۷) در مورد ترتیب فراخوانی عضلات همسو می‌باشد(۴،۱) اما با نتایج تحقیق ویخام و همکارانش (۲۰۱۰) در مورد شروع و ترتیب عضلات مخالف می‌باشد(۶). در مورد تناقض نتایج باید بیان کرد که مطالعه حاضر همراه با مطالعات مورایز و همکارانش (۲۰۰۸) و وادث ورث و بلوک ساکستون (۱۹۹۷) ابداکشن بازو در سطح کتف را موردبررسی قراردادند درحالی‌که ویخام و همکارانش (۲۰۱۰) ابداکشن بازو در سطح فرونتال را موردبررسی قراردادند و این ممکن است در تناقض نتایج تأثیرگذار باشد. البته باید خاطرنشان کرد که در مطالعه مورایز و همکارانش (۲۰۰۸) و وادث ورث و بلوک ساکستون (۱۹۹۷) تنها عضلات ذوزنقه بالایی، پایینی، میانی و دندانه‌ای قدامی موردبررسی قرارگرفته است.

از طرف دیگر نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در طی ابداکشن بازو در سطح کتف تفاوت معنی‌داری در الگوی فراخوانی عضلات بین گروه‌های مختلف تحقیق (بازیکنان هندبال، تنیس، شناگران و افراد غیر ورزشکار) وجود ندارد. این مورد نیز ممکن است در بررسی‌های بالینی مفید باشد. با توجه به اصل سازگاری خاص به نیاز تحمیلی که بیان می کند بدن به‌طور ویژه با نیازهایی که بر آن واقع می‌شود سازگار می‌شود(۱۲)، شاید انتظار می رفت که به دلیل ماهیت متفاوت رشته‌های مختلف ورزشی از نظر نوع تمرینات، شدت، تکرار و به کارگیری عضلات مختلف، الگوی فراخوانی عضلات حین ابداکشن بازو در سطح کتف بین افراد غیر ورزشکار و بازیکنان تنیس، شنا و هندبال متفاوت باشد اما نتایج این مطالعه نشان داد که رشته ورزشی، دست برتر و غیر برتر و ورزشکار بودن و نبودن تاثیری در الگوی فراخوانی عضلات شانه حین ابداکشن بازو در سطح اسکاپشن ندارد و در ارزیابی های کلینیکی در صورت تغییر در الگوی فراخوانی عضلات، باید به وجود پاتولوژی در ناحیه شانه مشکوک شد. از محدودیت های تحقیق حاضر این بود که زمان شروع به فعالیت عضلات نسبت به اولین عضله ای که فعال می‌شد محاسبه می‌شد. پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آتی زمان شروع به فعالیت عضلاتی که قبل از حرکت فعال می‌شوند و عضلاتی که در این تحقیق الگوی فعالیت آنها ثبت نشده نیز در نظر گرفته شود. از طرف دیگر چون آزمودنی‌های این تحقیق ورزشکاران شاغل در لیگ اصلی کشور(لیگ برتر) در رشته‌های مختلف بودند امکان دسترسی به تعداد بیشتر آزمودنی مخصوصا

www.SID.ir

Archive of SID

در رشته‌های تنیس و شنا وجود نداشت و این مورد از محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌باشد. در پایان پیشنهاد می‌شود. این تحقیق در سطوح دیگر حرکتی و با بارهای خارجی سنگین‌تر و همزمان با بررسی رفتار کینماتیکی کتف انجام شود.

نتیجه گیری

هر چند مطالعات اخیر در زمینه بیومکانیک شانه نشان داده‌اند که پوزیشن استراحت کتف و ریتم اسکاپولوهومرال تحت تاثیر نوع رشته ورزشی و دست برتر و غیر برتر قرار دارد یا به عبارت دیگر، امروزه برای یک فیزیوتراپ یا یک کلینسین به هنگام ارزیابی حرکات کتف، عامل‌های نوع رشته ورزشی، دست برتر و غیر برتر باید در نظر گرفته شوند و نباید با دیدن تفاوت ها در دست برتر و غیر برتر و بین رشته‌های مختلف ورزشی سریع به وجود پاتولوژی اظهار نظر کرد، اما نتایج این مطالعه نشان داد که نوع رشته ورزشی و برتر یا غیر برتر بودن دست تاثیری بر تغییر الگوی فراخوانی عضلات شانه طی ابداکشن بازو در سطح کتف ندارد. در پایان محققین این مطالعه بیان می‌کنند که با توجه به محدودیت‌های تحقیق حاضر به نظر می‌رسد بررسی و تحقیق بیشتر در این زمینه مورد نیاز باشد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می دانند از تمامی آزمودنی های این تحقیق برای شرکت و همکاری در این مطالعه تشکر و قدردانی نمایند.

References

1. Moraes G.F, Faria C.D, Teixeira-Salmela LF (2008). Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 17: 48–53.
2. Illyes A, Kiss RM (2006). Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy Journal, 14(7): 673-85.
3. Santos MJ, Belangero WD, Almeida GL (2007). The effect of joint instability on latency and recruitment order of the shoulder muscles. Journal of Electromyography and Kinesiology, 17(2):167–75.
4. Wadsworth D & Bullock-Saxton J (1997). Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. International Journal of Sports Medicine, 18: 618-624.
5. Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, Mahieu NN, Witvrouw EE (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 17(1):25–33.
6. Wickham J, Pizzari T, Stansfeld K, Burnside A, Watson L (2010). Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. Journal of Electromyography and Kinesiology, 20: 212–222.
7. Reed D, Cathers I, Halaki M, Ginn KA (2016). Does load influence shoulder muscle recruitment patterns during scapular plane abduction? Journal of Science and Medicine in Sport, 19(9):755-60.
8. Ribeiro A, Pascoal AG (2013). Resting scapular posture in healthy overhead throwing athletes. Journal of Manual Therapy, 18(6):547-50.

www.SID.ir

Archive of SID
9. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT (2015). The comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between dominant and non-dominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes. Journal of Manual Therapy, 20(6):758-62.
10. Bak K & Faunl P (1997). Clinical findings in competitive swimmers with shoulder pain. American Journal of Sports Medicine, 25(2):254-260.
11. Borsa PA, Scibek JS, Jacobson JA, Meister K (2005). Sonographic stress measurement of glenohumeral joint laxity in collegiate swimmers and age-matched controls. American Journal of Sports Medicine, 33(7):1077-1084.
12. 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.
13. Criswell E (2011). Cram's introduction to surface electromyography. 2nd ed, Sudbury, Mass.: Jones and Bartlett.
14. Khanmohammadi R, Talebian S, Shadmehr A, Entezari E (2011). Latency and recruitment order of the shoulder muscles in dynamic complex movement in patients with shoulder impingement syndrome, Razi Journal of Medical Sciences, 18(85): 17-26.
15. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers, MM, Romani WA (2005). Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain, 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams&Wilkins.
16. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. American Journal of Sports Medicine, 31:542-9.
17. Barden JM, Balyka R, Rasoc VJ, Moreaua M, Bagnall, K (2005). Atypical shoulder muscle activity in multidirectional instability. Journal of Clinical Neurophysiology, 116:1846–1857.
www.SID.ir