بررسی فعالیت الکتریکی عضلات اطراف شانه در حین انجام ورزشهای زنجیره بسته در افراد جوان سالم

*خسرو خادمی‌کلانتری[1]، سیمین برنجی[2]، صدیقه السادات نعیمی[3]، مهری قاسمی[4]

چکیده

هدف: در مورد اثر میزان استحکام سطح اتکا در حین تمرینات، بر ازدیاد فعالیت عضلات اطراف شانه تناقضات زیادی وجود دارد. هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی ارتباط بین تغییرات میزان ثبات سطح اتکا با میزان فعالیت الکترومیوگرافیک استاتیک عضلات اطراف شانه است.

روش بررسی: در این تحقیق تجربی ۳۰ فرد سالم مطابق معیارهای مورد نظر از نمونه‌های در دسترس انتخاب و فعالیت الکترومیوگرافیکی سطحی عضلات ذوزنقه‌ای‌فوقانی، ذوزنقه‌ای تحتانی، شانه‌ای‌قدامی، سر دراز دو سر، گرد بزرگ و سه‌گوش‌خلفی سمت غالب آنها در حالت استراحت و پس از ۱۰ ثانیه قرارگرفتن در ۶ وضعیت مختلف تست شنا رفتن، با توالی تصادفی و متفاوت از نظر میزان استحکام سطح اتکا ثبت گردید. میزان مجذور ریشه میانگین سه ثانیه میانی الکترومیوگرافی برای مقایسه شدت فعالیت عضلانی بین وضعیت‌ها مورد استفاده قرارگرفت. سپس داده‌ها با آزمون‌های تحلیل‌واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و همبستگی پیرسون مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها: شدت فعالیت عضلانی در سه وضعیتی که سطح اتکای مستحکم استفاده شد، بیشتر از وضعیت‌هایی بودندکه ثبات سطح اتکاکمتر شده بود. این تفاوت قابل توجه در تمام عضلات غیر از عضله ذوزنقه‌ای‌فوقانی ($P=0/081$)، معنادار بود ($P<0/001$).

نتیجه‌گیری: ازدیاد بی‌ثباتی سطح اتکا نمی‌تواند به عنوان یک روش جهت ازدیاد پیشرونده قدرت عضلات اطراف شانه مورد استفاده قرارگیرد.

کلید واژه‌ها: استحکام/ سطح اتکا/ شانه/ عضلات/ الکترومیوگرافی

۱-دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲- کارشناس فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۴- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۹/۴/۸۷
تاریخ پذیرش مقاله: ۲۶/۳/۸۸

***آدرس نویسنده مسئول:**
خیابان دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم‌پزشکی شهید بهشتی، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۷۷۵۶۱۴۱۱
*E-mail:khosro_khademi@yahoo.co.uk

Archive of
www.SID.ir

مقدمه

مفصل شانه متحرک‌ترین مفصل بدن بوده و در ایجاد ثبات آن هر دو گروه عوامل غیر فعال (ساختمانهای استخوانی- لیگامانی) و فعال (عضلات) نقش دارند(۱). برای داشتن عملکردی صحیح در بازو و دست، وجود ثبات در مفصل گلنوهومرال لازم و ضروری است. شکل خاص این مفصل که از نوع گوی وکاسه‌ای کم عمق است، شلی نسبی کپسول آن و دامنه و آزادی حرکتی گسترده‌اش، نقش عضلات را در ایجاد ثبات آن به حداکثر می‌رساند. در آمریکا ۵/۱۳٪ از جمعیت ۱۸ تا ۳۸ سال از آسیب مفصل شانه رنج می‌برند. تقریباً در ۷۰٪ افراد، دررفتگی مجدد در دو سال اولیه بعد از آسیب روی می‌دهد. احتمال بروز آن در افراد زیر ۲۰ سال ۸۰٪، بین ۲۰ تا ۴۰ سال ۶۰٪ و بیشتر از ۴۰ سال کمتر از ۱۵٪ گزارش شده است(۲).

درمان‌های رایج برای بهبود بی‌ثباتی و دررفتگی شانه، شامل جراحی، گچ‌گیری، استفاده از وسایل کمکی بی‌حرکت‌کننده و در نهایت مداخله‌فیزیوتراپی است(۲، ۳). براساس مطالعات، عضلات مؤثر در ایجاد ثبات قدامی (شامل فوق‌خاری[1]، تحت‌خاری[2]، گردکوچک[3] و به نسبت کمتر گرد بزرگ[4]، تحت‌کتفی[5] و پشتی بزرگ[6])(۴) و ثبات فوقانی (عضلات پشتی‌بزرگ، گرد بزرگ و سینه‌ای‌بزرگ[7]) هستند(۵). سر دراز عضله دو سر[8] نیز در ایجاد هر دو ثبات فوقانی و قدامی‌نقش دارد. تقویت و ایجاد هماهنگی در عضلات نامبرده می‌تواند در رفع یاکاهش بی‌ثباتی شانه نقش بسزایی داشته باشد(۶). هر گونه تغییر در آناتومی، فیزیولوژی و بیومکانیک کتف[9] روی حرکات اندام فوقانی نیز اثر می‌گذارد و می‌تواند موجب عدم کسب نتیجه بهینه توانبخشی شانه شود(۲، ۷). بنابراین توانبخشی شانه بی‌ثبات باید شامل آموزش مجدد ثبات داینامیک و برقراری مجدد کنترل عصبی- عضلانی[10] و الگوهای حرکتی عملکردی[11] هم در مفصل شانه و هم در کتف باشد. انقباض همزمان زوج‌نیروهای عضلات اطراف شانه، می‌تواند از طریق قرارگیری مناسب سر استخوان‌باز[12] و در حفره‌گلنوئید منجر به بهبود ثبات داینامیک مفصل شود. فعالیت مناسب و هماهنگ عضلات متصل به اسکاپولا نیز باعث قرار گیری آن در وضعیت مناسب و در نتیجه امکان فعالیت بهینه عضلات ثبات دهنده مفصل شانه می‌شود.

عدم درمان و تداوم بی‌ثباتی مفصلی در طی چند سال بعد از شروع ضایعه و انجام فعالیتهای سنگین مثل حرکات بالای سر در ورزش‌های پرتابی، سبب شیوع و بروز مشکلات متعددی در شانه شده‌که آسیب‌های عضلات گرداننده‌شانه[13]، دو سر و سینه‌ای‌بزرگ از نمونه‌های آن می‌باشند(۸، ۹).

در مورد اثر میزان استحکام سطح اتکا در حین تمرینات بر ازدیاد فعالیت عضلات اطراف شانه تناقضات زیادی وجود دارد و تمرینات متفاوتی برای ایجاد هماهنگی و تقویت عضلات فوق مطرح شده است. گاهی ورزش‌های همراه با تحمل وزن[14] اندام فوقانی به صورت زنجیره بسته[15] در افزایش حس عمقی، ثبات مفصلی و فعالیت همزمان عضلانی مؤثر دانسته شده‌اند. مطرح شده‌که با تغییر میزان استحکام سطح تحمل وزن، می‌توان این ورزش‌ها را به صورت پیشرونده برای ازدیاد قدرت و هماهنگی عضلانی در جهت بهبود ثبات مفصلی به‌کار برد(۲)، درحالی‌که مراجع دیگری این اثر را رد کرده‌اند(۱۰). در مجموع هنوز مطالعات اندکی جهت بررسی فعالیت عضلات اطراف شانه در حین انجام این‌گونه ورزش‌ها در سطوح اتکایی با میزان ثبات متفاوت صورت گرفته است.

لذا هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی ارتباط بین تغییرات میزان ثبات سطوح اتکا با میزان فعالیت الکترومیوگرافیکی استاتیک عضلات اطراف شانه است.

روش بررسی

این تحقیق از نوع شبه‌تجربی[16] (اندازه‌های تکراری[17]) و به روش قبل و بعد[18] بود. در اجرای این تحقیق ۳۰ دانشجوی سالم دختر و پسر، مطابق معیارهای مورد نظر از نمونه‌های در دسترس انتخاب شدند. معیارهای لحاظ‌شده عدم هرگونه سابقه‌ای از بیماری نورولوژیک، ارتوپدی و یا اختلال در شانه، کتف و اندام‌فوقانی بود.

الکترومیوگرافی سطحی عضلات با دستگاه بیومتریکس دیتا لاگ[19] با حساسیت ۳۰۰ نانو ولت، نویزکمتر از ۱ میکرو ولت و قدرت تفکیک[20] ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. در این دستگاه الکترودهای ثبات به‌گونه‌ای بودکه ۲ سانتیمتر فاصله بین آند و کاتد آنها وجود داشت. ابتدا مقاومت پوست در محل الکترودگذاری با تراشیدن موها[21]، مالش کاغذ سنباده نرم و سپس الکل کاهش داده شد. الکترودگذاری درحالی که فرد بر روی صندلی نشسته و بازوی سمت غالب بدن با قرارگرفتن بر سطح حمایت کننده میزی در حالت خم شده و ریلکس بود انجام شد.

1- Supraspinatus
2- Infraspinatus
3- Teres minor
4- Teres major
5- Subscapularis
6- Latissimus dorsi
7- Pectoralis major
8- Biceps
9- Scapula
10- Neuromascular
11- Functional
12- Homerus
13- Rotator cuff
14-Weight bearing
15- Closed Kinematic Chain (CKC)
16- Quasi Experimental
17- Repeated measures
18- Before-after
19- Biometrics Data Log
20- Resolution
21 shaving

Archive of SID
www.SID.ir

الکترودها بر عضلات ذوزنقه‌ای‌فوقانی[۱]، ذوزنقه‌ای‌تحتانی[۲]، شانه‌ای‌قدامی[۳]، سر دراز دو سر[۴]، گرد بزرگ[۵] و سه‌گوش‌خلفی[۶] در شانه غالب نمونه‌ها وصل و در حالت استراحت ۱۰ ثانیه فعالیت الکتریکی عضلات مذکور ثبت شد.

بعد به منظور آمادگی برای شروع تست، نمونه‌ها به مدت ۵ دقیقه با تمریناتی شامل حرکات ملایم و ورزش‌های کششی اندام فوقانی، بدن خود را گرم کردند[۷]. آنها پس از معاینه مجدد صحت اتصال الکترودها، در وضعیت تست قرار گرفتند.

وضعیت‌های مورد بررسی به دو گروه کلی تقسیم شد و در مجموع شش وضعیت مختلف مورد بررسی قرار گرفت:

الف) تمرین بر سطح اتکاء با ثبات که در این گروه پاها بر روی زمین قرار داشتند:

۱ـ دستها و پاها بر روی زمین.

۲ـ دستها بر روی تخته تعادلی و پاها بر روی زمین.

۳ـ دستها بر روی توپ بازی در مرکز تخته تعادلی و پاها بر روی زمین.

ب) تمرین بر سطح اتکاء بی‌ثبات که در این گروه با قرار گرفتن سوئیس بال در زیر ران‌ها از استحکام سطح اتکاء نیمه پایینی بدن کاسته شد:

۴ـ دستها بر روی زمین و پاها بر روی سوئیس بال.

۵ـ دستها بر روی تخته تعادلی و پاها بر روی سوئیس بال.

۶ـ دستها بر روی توپ بازی در مرکز تخته تعادلی و پاها بر روی سوئیس بال.

تصویر شماره ۱ـ نمایی از دومین وضعیت آزمون

شایان ذکر است به منظور جلوگیری از هر گونه احتمال یادگیری، ترتیب قرارگیری هر نمونه در وضعیت‌ها به صورت تصادفی (توسط جدول اعداد تصادفی) انتخاب شد. نمونه‌ها در هر وضعیت به مدت ۱۰ ثانیه قرار گرفته و وضعیت تست شنا رفتن[۸] را مطابق شکل حفظ کردند و در حالت انقباض ایزومتریک عضلات نامبرده شده، ثبت EMG از سمت غالب بدن انجام شد. به منظور جلوگیری از بروز خستگی عضلانی، بین وضعیت‌های مختلف یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

در هنگام قرارگیری در هر یک از وضعیت‌ها هر دو شانه از نظر افقی در یک سطح و بازوان تا حد ۹۰ درجه خم شده و بدون هرگونه چرخش داخلی یا خارجی بودند. سر و گردن نمونه نیز در حالت نوترال و نگاه فرد بر نقطه‌ای روی زمین متمرکز بود.

پس از ثبت الکترومیوگرافی سطحی، ریشه‌دوم‌میانگین[۹] (RMS) سه ثانیه میانی محاسبه شد و در مقایسه بین وضعیت‌ها مورد استفاده قرار گرفت. شدت فعالیت عضلانی در هر عضله در وضعیت‌های مختلف به‌صورت درصد شدت فعالیت در وضعیت اول نرمالیزه گردید. مقادیر نرمالیزه شده هر عضله به وسیله آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری[۱۰] و مقایسه دو به دوی بن‌فرونی[۱۱] تحلیل و ارتباط بین عضلات در وضعیت‌های مختلف نیز با آزمون همبستگی پیرسون[۱۲] مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها

خصوصیات دموگرافیکی نمونه‌های مورد بررسی به‌طور خلاصه در جدول (۱) ارائه شده است.

جدول ۱ـ شاخص‌های توصیفی خصوصیات دموگرافیکی نمونه‌ها

متغیر	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۲/۲	۰/۹	۲۱	۲۵
قد (سانتیمتر)	۱۷۰/۹	۸/٤	۱۵۰	۱۸۸
وزن (کیلوگرم)	٦۱/٦	۹/۹	٤۸	۹٦

در مقایسه شدت فعالیت عضلات در کلیه وضعیت‌های مورد مطالعه، در تمام عضلات به‌جز ذوزنقه‌ای‌فوقانی (P=۰/۰۸۱)، اختلاف معناداری مشاهده شد(P<۰۰۱/۰). در مقایسه دو به دوی شدت فعالیت هر عضله در وضعیت‌های مختلف نیز به‌جز عضله ذوزنقه‌ای فوقانی (P=۰/۱۷۲)، در سایر عضلات اختلاف معناداری بین وضعیت اول و سایر وضعیت‌ها مشاهده شد(P<۰/۰۱). این اختلاف در مورد ذوزنقه‌ای تحتانی و شانه‌ای تنها بین وضعیت اول و سه وضعیت گروه دوم (با سوئیس بال) معنادار بود(P>۰/۰۰۱). میانگین فعالیت عضلات در وضعیت‌های مختلف در جدول (۲) ارائه شده است.

۱ -(Superior Trapezius) ۲ سانتیمتر خارجتر از نقطه میانی ما بین زائده خاری مهره هفتم گردنی و لبه خارجی آکرومیون

۲ -(Inferior Trapezius) ۵ سانتیمتر پایینتر و داخلتر از ریشه خار اسکاپولا

۳ -(Anterior Serratus) در جهت فیبرهای عضله، در سطح دنده پنجم در خط زیربغلی میانی (mid auxiliary)

۴ - در وضعیت بیرون گرداندن (Supination) ساعد، در وسط فاصله بین تاندون دو سر و ناحیه قدامی شانه

۵ - روی لبه خارجی اسکاپولا، ۴ سانتیمتر بالاتر از زاویه تحتانی اسکاپولا

۶ -(Posterior Deltoid) ۱ سانتیمتر خارج زائده آکرومیون در جهت فیبرهای عضله

7- Warm up
8-push up
9- Root Mean Square
10-Repeated Measure ANOVA
11- Bonferroni
12-Pearsonian Correlation Coefficient

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۲ ـ میانگین شدت فعالیت× عضلات مختلف در وضعیت‌های مختلف

وضعیت	ذوزنقه‌ای فوقانی	ذوزنقه‌ای تحتانی	گرد بزرگ	سه گوش	دو سر	شانه‌ای قدامی
۱	٪۱۰۰	٪۱۰۰	٪۱۰۰	٪۱۰۰	٪۱۰۰	٪۱۰۰
۲	٪۹۳	٪۸٤	٪۷٤	٪٦۷	٪۱۲۳	٪۱۱۲
۳	٪۷۹	٪٦۱	٪٤۸	٪۱٦	٪٦٥	٪۷۹
٤	٪۷٥	٪٦٤	٪٤۲	٪٤٤	٪٥٤	٪۸۹
٥	٪۷۸	٪٦۹	٪٤۲	٪۲۹	٪٥٥	٪٦۱
٦	٪۹٤	٪٥۷	٪٥٥	٪۱۲	٪٥۷	٪٤۹

*توضیح اینکه مقادیر به‌صورت نرمالیزه‌شده نسبت به وضعیت اول و به‌صورت درصد ارائه شده است.

بر اساس جدول فوق مشاهده می‌شودکه در همه عضلات، فعالیت عضلانی از وضعیت اول تا ششم به‌تدریج کاهش می‌یابد و این تغییرات به‌جز عضله ذوزنقه‌ای‌فوقانی(P=۰/۰۸۱)، در بقیه عضلات از نظر آماری معنادار می‌باشد(P>۰/۰۰۱). در دو عضله شانه‌ای و دو سر این کاهش از وضعیت دوم به بعد مشاهده شدکه البته از نظر آماری اختلاف بین شدت فعالیت در وضعیت اول و دوم معنادار نبود.

در مقایسه بین شدت فعالیت عضلانی بین سه وضعیت اول (گروه اول، پاها بر روی زمین) و سه وضعیت دوم (گروه دوم، پاها بر روی سوویس بال)کاهش معناداری در وضعیت‌های گروه دوم در عضلات گرد بزرگ، سه‌گوش، ذوزنقه‌ای‌تحتانی و دو سر بازویی(P>۰/۰۰۱) مشاهده گردید. در عضلات شانه‌ای(P=۰/۰۷۳) و ذوزنقه‌ای‌فوقانی (P=۰/۰۹۴) این تفاوت بین دو گروه وضعیت‌های مورد مطالعه از نظر آماری معنادار نبود.

در بررسی ارتباط بین شدت فعالیت عضلات در وضعیت‌های مختلف(جدول ۳) همبستگی بین عضلات ذوزنقه‌ای‌فوقانی و گرد بزرگ (r=۰/۷٦، P<۰/۰۰۱)و همچنین بین دوسر بازویی و ذوزنقه‌ای‌فوقانی (r=۰/۷۳، P=۰/۰۱)، بین دوسر بازویی و گرد بزرگ (r=۰/۷٥، p<۰/۰۰۱) و نیز ارتباط نسبی بین سه‌گوش و شانه‌ای مشاهده گردید(r=۰/٥۲، P=۰/۰۴۲).

جدول ۳ ـ ضرایب همبستگی شدت انقباض عضلات مختلف در وضعیت‌های مختلف مورد مطالعه

عضله	ذوزنقه‌ای فوقانی	ذوزنقه‌ای تحتانی	گرد بزرگ	سه گوش	دو سر	شانه‌ای
شانه‌ای	-۰/۱٦	۰/۱٥	۰/۱۰	۰/٥۲	۰/۰۱	۱
دو سر	۰/۷۳	۰/۰۲	۰/۷٥	۰/۱۱	۱	
سه‌گوش	-۰/۰۷	۰/۳۷	۰/۱۱	۱		
گرد بزرگ	۰/۷٦	-۰/۰٥	۱			
ذوزنقه‌ای‌تحتانی	-۰/۱٥	۱				
ذوزنقه‌ای‌فوقانی	۱					

بحث

برخی عضلات اطراف شانه شامل عضلات گرداننده کمربند شانه و سر دراز دوسر بازویی به‌طور مستقیم در ایجاد ثبات مفصل شانه نقش دارند. برخی عضلات متصل به استخوان‌کتف[1] نیز مثل شانه‌ای‌قدامی و ذوزنقه‌ای‌فوقانی و تحتانی به‌طور غیر مستقیم و از طریق برقراری جهت‌گیری مناسب حفره‌گلنوئید در استحکام مفصل مؤثر هستند.

بهترین راه برای ایجاد firing نرمال در عضلات ثبات دهنده شانه از طریق تمرینات زنجیره بسته به‌دست می‌آید(۱۲، ۱۱). در این تمرینات شانه در فلکشن ۹۰ درجه بوده و سبب ایجاد الگوهای نرمال در عضلات ثبات‌دهنده اسکاپولا و روتاتورکاف می‌شود. به دنبال تحمل وزن، کنترل عصبی- عضلانی، فشار مفصلی(۱۳)، حس‌عمقی، انقباض همزمان[2] در عضلات اطراف شانه(۱۴) و در نهایت میزان ثبات افزایش می‌یابد.

تاکنون مطالعات معدودی در مورد تغییرات فعالیت عضلانی در وضعیت‌های مختلف و نیز با تغییر استحکام سطح اتکا صورت گرفته است. تا سالیان اخیر اکثر درمانگران تصور می‌کردند با ازدیاد بی‌ثباتی سطح اتکا می‌توان به‌طور پیشرونده‌ای باعث تقویت عضلات اطراف مفصل شانه شد. درحالی‌که نتایج مطالعه حاضر خلاف این موضوع را نشان داد. با افزایش بی‌ثباتی سطح اتکا در نیمه فوقانی و نیمه پایینی بدن، شدت انقباض عضلانی در تمام عضلات مورد مطالعه کاهش محسوسی نشان داد. فقط در عضله ذوزنقه‌ای‌فوقانی این تغییرات از نظر آماری معنادار نبود. در واقع در حالتی‌که دست‌ها و پاها بر روی زمین قرار داشتند (حداکثر ثبات سطح اتکا در بین وضعیت‌های مدنظر در تحقیق حاضر) در اکثر عضلات بیشترین شدت فعالیت عضلانی مشاهده شد. نتایج حاصله با نتایج تحقیق اخیری که در مقایسه بین میزان فعالیت عضلات اطراف شانه در دو وضعیت با ثبات کامل و بی‌ثبات با استفاده از تخته تعادلی صورت گرفته است همخوانی دارد. در این تحقیق گزارش شده است که سطح بی‌ثبات باعث ازدیاد شدت فعالیت عضلات گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک نمی‌شود(۱۰). نتایج ما دال بر آن بودکه شدت فعالیت عضلانی در سه وضعیت اول تمرین‌که نیمه پایینی بر سطح اتکاء با ثبات قرار داشت، نسبت به سه وضعیت آخر، که به تدریج سطح اتکاء نیمه پایینی بدن بی‌ثبات‌تر می‌شد، بیشتر بود. بنابراین به احتمال زیاد و بر خلاف تصور موجود تنها ازدیاد بی ثباتی سطح اتکا نمی‌تواند به عنوان عاملی جهت تقویت پیشرونده قدرت عضلات اطراف شانه و بهبود استحکام مفصلی آن به‌کار گرفته شود.

1- Scapula
2- Cocontraction

Archive of SID
www.SID.ir

برای تفسیر این تغییرات بررسی شرایط موجود در وضعیت‌های مختلف مورد مطالعه کمک کننده می‌باشد. در مقایسه سه وضعیت اول و سه وضعیت نهایی به‌نظر می‌رسد که در وضعیت‌های گروه دوم کاهش میزان وزن اعمال شده به نیمه فوقانی بدن فاکتور تأثیرگذاری بر نتایج حاصله باشد. در واقع با قرار دادن سوئیس بال در زیر ران‌ها، وزن نیمه پایینی بدن از میزان وزن اعمال شده بر دست‌ها حذف گردیده است و این خود می‌تواند عاملی در کاهش شدت فعالیت عضلات در این وضعیت‌ها در مقایسه با سه وضعیت گروه اول باشد. از طرفی کاهش شدت فعالیت بعضی از عضلات در درون هر گروه با افزایش بی‌ثباتی سطح اتکاء نیمه بالا یی بدن، می‌تواند به‌دلیل افزایش نقش مفاصل آرنج و مچ‌دست در جذب اغتشاشات وارده باشد. در واقع به‌نظر می‌رسد استراتژی مچ دست و آرنج در حفظ تعادل بدن با ازدیاد بی ثباتی سطح اتکا فعال‌تر می‌شود و این به نوبه خود نیاز به فعالیت عضلات اطراف شانه راکاهش می‌دهد.

ارتباط بین میزان فعالیت عضلانی بین ذوزنقه‌ای‌فوقانی، گرد بزرگ و دوسر بازویی نشان‌دهنده تأثیر این نوع ورزش‌های زنجیره بسته در تقویت نقش این عضلات در استحکام مفصل شانه می‌باشد. انقباض همزمان و هماهنگ عضلات ذوزنقه‌ای‌فوقانی و شانه‌ای‌قدامی‌به عنوان عضلات متصل به اسکاپولا باگرد بزرگ و دوسر بازویی به عنوان عضلات حرکت دهنده استخوان بازو، از طرفی نشاندهنده نقش استخوان اسکاپولا در برقراری ثبات مفصل شانه به‌طور غیرمستقیم می‌باشد. در واقع عضلاتی مثل ذوزنقه‌ای‌فوقانی با نیروی چرخاننده به بالای خود می‌توانند نیروی رو به پایین حاصل از انقباض عضلات دو سر بازویی را خنثی نموده و با حفظ وضعیت مطلوب اسکاپولا به ازدیاد کارآیی عضلات گفته شده کمک کنند. از طرفی با ازدیاد نیاز به استحکام مفصل شانه، این عضلات با قرار دادن حفره گلنوئید در وضعیت مناسب در جلوگیری از جابجایی بیش از حد سر استخوان بازو نیز ممانعت به‌عمل می‌آورند.

نتیجه‌گیری

به‌طور خلاصه نتایج تحقیق حاضر نشانگر این موضوع است که ازدیاد بی‌ثباتی سطح اتکا نمی‌تواند تأثیر قابل توجهی در ازدیاد میزان فعالیت و نقش عضلات در ثبات مفصل شانه داشته باشد. از طرفی این احتمال وجود دارد که میزان وزن تحمل شده توسط اندام فوقانی در حین ورزش‌های زنجیره بسته به عنوان یک پارامتر مهم، تأثیر پیشرونده و قابل توجهی را بر شدت فعالیت عضلانی در ایجاد استحکام مفصلی داشته باشد. نتایج مطالعه حاضر می‌تواند در جهت برقراری و تعیین برنامه درمانی پیشرونده به منظور تقویت عضلات مؤثر در استحکام مفصل شانه در افرادی که با عدم استحکام مفصل در جهات مختلف مواجه هستند مورد استفاده قرار گیرد.

منابع:

1- Diederichsen LP, Norregaard J, Krogsgaard M, Fischer-Rasmussen T, Dyhre-Poulsen P. Reflexes in the shoulder muscles elicited from human coracoacromial ligament. J Orthop Res. 2004 Sep;22(5):976-83.

2- Naughton J, Adams R, Maher C. Upper-body wobbleboard training effects on the post-dislocation shoulder. Phys. Ther. Sport 2005; 6:31–7.

3- Peterson C. The use of electrical stimulation and taping to address shoulder sublaxation for a patient with central cord syndrome. Phys Ther. 2004; 84(7):634-43.

4- Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. J Shoulder Elbow Surg. 2005;14(1):32S-38S

5- Halder AM, Zhao KD, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN. Dynamic contribution to superior shoulder stability. J Orthop Res. 2001 Mar;19(2):206-12.

6- Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function. 2001; 213-214.

7- Rubin BD, Kibler WB. Fundamental principles of shoulder rehabilitation: Conservative to postoperative management. Arthroscopy. 2002;18(9):29-39.

8- Illyes A, Kiss RM. Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw.J Electromyogr Kinesiol. 2005; 15(3):282-9.

9- Ludewig PM, Cook TM. Alternations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 2000; 80(3):276-91.

10- Lehman GJ, Gilas D, Patel U. An unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises.

11- Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. Am J Sports Med. 1998;26(2):325-37.

12- Davies GJ, Dickoff-Hoffman S. Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. J Orthop Sports Phys Ther. 1993; 18(2):449-58.

13- Ubringer ME, Prentice WE, Guskiewicz KM. Effect of closed kinetic chain training on neuromuscular control in the upper extremity. Journal of Sport Rehabilitation 1999; 8:184–194.

14- Uhl TL, Carver TJ, Mattacola CG, Mair SD, Nitz AJ. Shoulder musculature activation during upper extremity weight-bearing exercise. J Orthop and Sports Phys Ther. 2003; 33(3):109-17.

Archive of SID
www.SID.ir