

مقایسه کینماتیک کتف بین زنان مبتلا به نشانگان شلی مفصلی

عمومی و زنان سالم در حین بالا بردن بازو

*سلمان نظری مقدم^۱، افسون نودهی مقدم^۲، امیر مسعود عرب^۳، افسانه زینل زاده^۴

چکیده

هدف: یکی از مشکلات افراد مبتلا به نشانگان شلی مفصلی عمومی در رفتگی و نیمه در رفتگی های حاد و مکرر شانه می باشد. با توجه به اهمیت کتف در ثبات و عملکرد شانه، هدف این مطالعه بررسی مقایسه ای وضعیت و راستای سه بعدی کتف در زنان مبتلا به پرتحرکی و شلی مفصلی و زنان سالم در حین بالا بردن بازو در صفحات فرونتال و سائیتال می باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مقطعی و مورد - شاهدی، ۱۶ زن دچار شلی مفصلی به روش ساده و در دسترس و ۱۶ زن سالم به روش هممتاسازی و جورکردن با گروه مورد بر اساس سن، شاخص توده بدن و دوره قاعدگی انتخاب و با استفاده از دستگاه آنالیز حرکتی و یکون وی ۴۶۰، جهت قرارگیری (زوایای چرخش رو به بالا، تیلت خلفی، چرخش داخلی) و وضعیت کتف (بالا، پایین و داخل، خارج) آنها در زوایای مختلف بالا بردن بازو مورد سنجش و مقایسه قرار گرفت. جهت تحلیل داده های حاصل از آزمون تی مستقل استفاده گردید.

یافته ها: در زوایای ۹۰ درجه ($P=0/03$)، ۱۲۰ درجه ($P=0/01$) و دامنه کامل حرکتی شانه ساده و در دسترس و ۱۶ زن سالم به روش هممتاسازی و جورکردن با گروه مورد نسبت به گروه شاخص توده بدن و دوره قاعدگی انتخاب و با استفاده از دستگاه آنالیز حرکتی و یکون وی ۴۶۰، جهت قرارگیری (زوایای چرخش رو به بالا، تیلت خلفی، چرخش داخلی) و وضعیت کتف (بالا، پایین و داخل، خارج) آنها در زوایای مختلف بالا بردن بازو مورد سنجش و مقایسه قرار گرفت. جهت تحلیل داده های حاصل از آزمون تی مستقل استفاده گردید.

نتیجه گیری: تغییر کینماتیک کتف یکی از عوامل مساعد کننده بروز آسیبهای شانه در زنان مبتلا به شلی مفصلی بوده و شاید نقص در سیستم عصبی - عضلانی عامل بوجود آورنده تغییرات در کینماتیک استخوان کتف در افراد مبتلا به نشانگان شلی مفصلی عمومی باشد.

کلیدواژه ها: اسکاپولا / کینماتیک سه بعدی / شانه / بیومکانیک / شلی مفصلی

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

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۱۲/۱۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۸/۱۱

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکان، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۹

*E-mail: nazary_salman@yahoo.com



مقدمه

نتایج آنها نشان از اختلال در فعالیت عضلات تحت کتفی^{۱۳} و سه‌گوش^{۱۴} قدامی و خلفی داشت (۱۳). با توجه به بروز دررفتگی‌های مکرر در شانه و بی‌ثباتی منتج از آن در این افراد و نقش کینماتیک کتف در بروز بی‌ثباتی‌های شانه، مطالعه حاضر به بررسی کینماتیک سه‌بعدی کتف در افراد دارای شلی مفصلی عمومی، در مقایسه با افراد سالم در حین بالا بردن بازو در صفحات فرونتال و سائیتال می‌پردازد.

روش بررسی

در این مطالعه مقطعی و مورد-شاهدی، به روش نمونه‌گیری ساده و در دسترس، ۱۶ خانم از دانشجویان دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی دارای شلی مفصلی عمومی با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۷ سال و همچنین ۱۶ خانم سالم با دامنه سنی مشابه که از نظر سن، شاخص توده بدن و دوره قاعدگی (۱۴) با گروه بیمار همسان شده بودند انتخاب شدند. معیار ورود افراد دارای شلی مفصلی، شاخص بیتون ۵ و بیشتر و در افراد سالم شرکت‌کننده در این مطالعه، معیار بیتون صفر بود (۳، ۴). همچنین در هر دو گروه، افراد دارای دامنه حرکتی کامل در مفصل شانه بودند.

معیارهای حذف نمونه‌ها عبارت بودند از هرگونه کاهش دامنه حرکتی و درد در ناحیه کمر بند شانه‌ای (۹)، شرکت در هرگونه فعالیت مداوم ورزشی، هم سطح نبودن شانه‌ها و هرگونه خمیدگی و قوز^{۱۵} واضح (۹)، باردار بودن (۱۴)، دردهای سوزشی نواحی گردن و پشت (۹)، سابقه دررفتگی در مفصل شانه (۱۱)، سابقه جراحی و شکستگی در مجموعه شانه، پرسشنامه حاوی اطلاعات زمینه‌ای و سوابق پزشکی از طریق مصاحبه با افراد شرکت‌کننده در مطالعه تکمیل شده و در صورت داشتن شرایط ورود به مطالعه، پس از آگاهی کامل از روش تحقیق، داوطلبان فرم رضایت نامه کتبی را امضا می‌کردند. قبل از جمع‌آوری اطلاعات آزمون مقدماتی در دو گروه ده نفری جهت بررسی تکرارپذیری متغیرها انجام شد. دستگاه آنالیز حرکتی و یکون^{۱۶} مدل وی ۴۶۰ برای تعیین وضعیت و جهت قرارگیری سه‌بعدی کتف و گونیامتر استاندارد برای اندازه‌گیری زوایای بالا بردن بازو مورد استفاده قرار گرفت. جهت انجام آزمون دوربین‌های دستگاه در طی مطالعه مقدماتی جایگذاری شده و مکان دوربین‌ها تا انتهای

نشانگان شلی مفصلی عمومی (هایپرموبیلیتی^۱) برای اولین بار توسط کِرک و همکارانش در سال ۱۹۶۷ به عنوان یک آسیب‌شناسی^۲ جداگانه شناخته شد. افراد مبتلا به شلی مفصلی عمومی اغلب از دردهای پراکنده و مزمن بدون هیچ‌گونه پاتولوژی خاص شکایت می‌کنند (۱). سن، جنس، قومیت و تنوع در معیارهای تشخیصی منجر به گزارشات متنوع در مورد شیوع نشانگان شلی مفصلی شده است. این نشانگان در ۰/۶ تا ۳۱/۵ درصد بالغین بدون درد مفصلی گزارش شده است. شلی مفصلی با افزایش سن کاهش یافته و در زنان به میزان ۱/۱ تا ۵/۵ برابر بیشتر از مردان است (۲). معیار بیتون^۳ یکی از پر استفاده‌ترین معیارهای تشخیصی در این افراد گزارش شده است و این ابزار توسط بیتون و همکارانش در سال ۱۹۷۳ بر اساس تعدیل ابزاری که توسط کارتر و ویلکینسون^۴ پیشنهاد شده بود به وجود آمد. در این معیار افراد مبتلا به شلی مفصلی بین صفر تا نه طبقه بندی شده و هر چه امتیاز بیشتر باشد، فرد شلی مفصلی بیشتری دارد (۳، ۴). یکی از تظاهرات عصبی-عضلانی-اسکلنی که در این افراد مشاهده می‌گردد، دررفتگی‌ها و نیمه دررفتگی‌های حاد و مکرر شانه است (۲). حرکت در مجموعه شانه شامل حرکات ترکیبی مفصل کتفی-سینه‌ای^۵ و مفصل شانه (کاسه‌ای-بازویی)^۶ می‌باشد. ارزیابی رابطه بین حرکات استخوان کتف^۷ و گلنوهومرال در حین بالا بردن استخوان بازو^۸ به صورت گسترده‌ای در مطالعات متعدد صورت گرفته است (۵). الگوی حرکتی مجموعه شانه مخصوصاً الگوی اسکاپولا نقش مهمی را در بروز اختلال عملکرد^۹ شانه بازی می‌کند. تغییرات در وضعیت استراحت و حرکات کتف نیز در افراد دارای نشانگان گیرافتادگی شانه (۶-۸) و پارگی روتاتور کتف (۹) مشاهده شده است، به علاوه تغییرات در محل قرارگیری اسکاپولا باعث ایجاد بی‌ثباتی در مفصل گلنوهومرال می‌گردد (۱۱، ۱۰). بی‌ثباتی شانه در واقع ناتوانی در حفظ سر استخوان بازو در مرکز حفره کاسه‌ای^{۱۰} در حین حرکات فعال بازو می‌باشد و می‌تواند ناشی از توزیع نامناسب حرکات در مفصل گلنوهومرال و کتفی-سینه‌ای باشد (۱۱). بیسلی و همکارانش شلی مفصلی گلنوهومرال را یکی از علائم بی‌ثباتی شانه دانستند و تظاهرات آن را به صورت دررفتگی ضربه‌ای^{۱۱}، غیر ضربه‌ای^{۱۲}، یک طرفه، دوطرفه و با یا بدون شلی مفصلی عمومی معرفی می‌کنند (۱۲). تشخیص عوامل بوجود آورنده آسیب‌های شانه می‌تواند گام مهمی در درمان و ایجاد پروتکل توانبخشی بردارد. به همین منظور کرانگبرگ و همکارانش با هدف بررسی این عوامل، فعالیت عضلات اطراف شانه را در افراد مبتلا به شلی مفصلی عمومی و بی‌ثباتی شانه سنجیدند و

1- General Hypermobility Syndrome
3- Beighton Score
5- Scapulohoracic
7- Scapula
9- Dysfunction
11- Traumatic Dislocation
13- Subscapularis
14- Kyphosis

2- Pathology
4- Carter & Wilkinson
6- Glenohomeral
8- Humerus
10- Glenoid fossa
12- Non traumatic
14- Deltoid
15- Vicon-V460



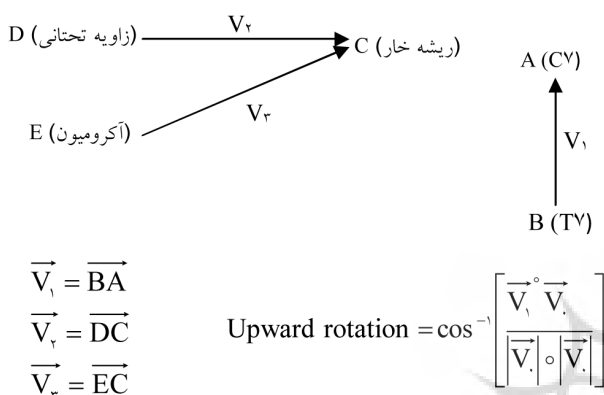
مرحله جمع آوری داده‌ها تغییر نمی‌کرد. دستگاه در ابتدای هر روز کالیبره شده و فرد در حالی که دستهایش در کنار بدن قرار داشت، پشت به چهار دور بین می‌ایستاد. هفت نشانگر توسط چسب‌های دو طرفه روی نقاط زاویه تحتانی کتف، خار استخوان کتف، زاویه خلفی زائده اخرمی^۱، زائده خاری گردن، زائده خاری مهره هفتم گردنی، زائده خاری مهره هفتم پشتی و زائده آرنجی^۲ چسبانیده می‌شد (۹). لازم به ذکر است که نقاط فوق‌الذکر از طریق لمس تشخیص داده شده و نشانگرها روی آن نقاط نصب می‌شدند. سپس با فرکانس ۱۰۰ هرتز و مدت زمان سه ثانیه تصاویر سه بعدی نشانگرها توسط دستگاه آنالیز حرکتی ثبت می‌گردید. فرد تحت آزمون ۴ مرتبه دست خود را به صورت فعال در زوایای صفر (دست در کنار بدن)، ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه و دامنه کامل بالا رفتن بازو در صفحات فرونتال و ساژیتال قرار می‌داد. زوایا توسط گونیامتر استاندارد تعیین شده و فرد به مدت ۳ ثانیه بازوی خود را در زوایای مورد نظر به صورت فعال و بدون هیچ‌گونه کمکی نگه می‌داشت (۱۵) و برای زاویه بعدی مجدداً نقاط استخوانی ذکر شده از طریق لمس پیدا شده و نشانگرها بر روی آن نقاط نصب می‌گردید. لازم به ذکر است برای جلوگیری از خستگی بین هر وضعیت ۵ دقیقه و مدت زمان ۱۵ دقیقه بین هر آزمون به فرد استراحت داده می‌شد.

جهت محاسبه فواصل و پارامترهای تحقیق به این ترتیب عمل شد: سه بردار مهره هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی، ریشه خار کتف - زائده اخرمی و ریشه خار کتف - زاویه تحتانی اسکاپولا از روی مختصات نقاط ابتدا و انتها محاسبه شد. از روی این بردارها با استفاده از قانون ضرب داخلی بردارها، زاویه بین بردار مهره هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی و بردار زاویه تحتانی - ریشه خار کتف در صفحه فرونتال تحت عنوان چرخش رو به بالا و همچنین زاویه بین بردار زاویه تحتانی - ریشه خار کتف در صفحه ساژیتال تحت عنوان زاویه چرخش داخلی تعریف شد. در صفحه ساژیتال، زاویه بین برداری که از مارکرهای قرار گرفته روی مهره‌های هفتم گردنی و هفتم پشتی می‌گذرد با بردار دیگری که مارکرهای زاویه تحتانی و ریشه خار کتف را به هم متصل می‌کند، تحت عنوان زاویه خلفی کتف اندازه‌گیری شد.

همچنین مختصات مرکز هندسی از میانگین مختصات سه مارکر انتهای خار اسکاپولا، سطح خلفی زائده اخرمی و انتهای تحتانی استخوان کتف محاسبه شد. فاصله عمودی بین مرکز هندسی و خطی که از مهره هفتم گردنی می‌گذرد، تحت عنوان میزان جابجایی فوقانی - تحتانی کتف و همچنین فاصله افقی بین مرکز هندسی و خطی که از مهره هفتم گردنی می‌گذرد، بنام وضعیت داخلی - خارجی کتف

نامگذاری شد (۹).

در انتها اطلاعات خام به صورت فایل اکسل^۳ استخراج شده و با اندازه‌گیری سه بعدی فواصل نشانگرها طبق تعاریف مورد نظر نرم افزار اکسل برنامه ریزی شده و پارامترها و فواصل این تحقیق محاسبه گردید. جهت آنالیز آماری تفاوت کینماتیک کتف در دو گروه مورد مطالعه از آزمون تی مستقل استفاده گردید.



یافته‌ها

مشخصات جمعیت شناختی و متغیرهای زمینه‌ای نمونه‌های مورد پژوهش در دو گروه، در جدول (۱) ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بین دو گروه اختلاف معناداری در موارد مذکور وجود نداشته و گروه‌ها یکسان می‌باشند.

هنگامی که اندام فوقانی به سمت دامنه حرکتی کامل نزدیک می‌شد، زوایای چرخش رو به بالا و تیلت خلفی افزایش یافته و چرخش داخلی کتف کاهش می‌یافت. تکرارپذیری نسبی در متغیرهای کینماتیکی نشان دهنده درجات خوب و بالایی از قابلیت اعتماد در این متغیرها بود. دامنه تکرارپذیری در زاویه چرخش رو به بالای کتف ۶۴ تا ۹۴ درصد، میزان جابجایی فوقانی - تحتانی کتف ۸۰ تا ۹۶ درصد، میزان جابجایی خارجی - داخلی کتف ۸۵ تا ۹۸ درصد، زاویه تیلت خلفی کتف ۳۴ تا ۹۸ درصد و در نهایت زاویه چرخش داخلی کتف ۴۳ تا ۹۷ درصد بود.

در افراد دارای شلی مفصلی میزان زاویه چرخش رو به بالای کتف در زوایای ۹۰ ($P=0/03$) و ۱۲۰ درجه ($P=0/01$) و دامنه کامل بالا بردن بازو ($P=0/04$) در صفحه ساژیتال کمتر از افراد سالم بود (جدول ۲).

1- Acromion
2- Olecranon
3- Excel



جدول ۱- مقایسه مشخصات دموگرافیک و متغیرهای زمینه‌ای بین زنان دارای شلی مفصلی عمومی و زنان سالم

مقدار احتمال	گروه شاهد		گروه مورد		متغیر
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۶۹۰	۲/۷۶	۲۱/۸۱	۲/۳۰	۲۱/۵۶	سن (سال)
۰/۶۸۱	۵/۹۳	۱۶۴/۱۸	۶/۱۱	۱۶۴/۰۰	قد (متر)
۰/۱۸۶	۰	۰	۰/۸۳	۵/۸۱	معیار بیبتون
۰/۷۶۶	۴/۶۹	۵۸/۸۱	۴/۹۵	۵۷/۸۷	وزن (کیلوگرم)
۰/۶۷۵	۱/۵۱	۲۱/۸۵	۲/۴۹	۲۰/۹۰	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)
۰/۶۹۷	۹/۷۸	۱۵/۱۴	۹/۳۳	۱۷/۰۶	دوره قاعدگی (روز)

جدول ۲- مقایسه زاویه چرخش رو به بالای کتف در زوایای مختلف بالا بردن بازو بین افراد سالم و افراد مبتلا به شلی مفصلی

مقدار احتمال	زاویه چرخش افراد بیمار		زاویه چرخش افراد سالم		صفحه	زوایای مختلف بالا بردن بازو
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۰/۴۸۱	۵/۰۸	۷/۹۰	۳/۷۲	۶/۷۹		صفر درجه (دست در کنار بدن)
۰/۶۷۰	۴/۷۵	۹/۳۴	۳/۳۳	۸/۷۲	فرونال	۳۰ درجه
۰/۵۴۱	۵/۳۵	۷/۲۲	۲/۶۶	۶/۲۶	سازیتال	
۰/۲۵۱	۵/۷۱	۱۴/۸۸	۳/۶۰	۱۶/۸۶	فرونال	۶۰ درجه
۰/۰۸۱	۵/۲۰	۹/۳۴	۴/۳۶	۱۲/۳۹	سازیتال	
۰/۱۱۲	۶/۸۴	۲۵/۲۸	۴/۵۸	۲۸/۶۸	فرونال	۹۰ درجه
۰/۰۳۱	۳/۸۶	۱۶/۹۱	۵/۳۹	۲۰/۶۱	سازیتال	
۰/۲۱۰	۵/۸۱	۳۷/۹۲	۴/۰۲	۴۰/۱۶	فرونال	۱۲۰ درجه
۰/۰۱۱	۳/۹۰	۲۵/۸۵	۵/۰۶	۳۰/۰۲	سازیتال	
۰/۱۸۱	۶/۰۳	۴۸/۵۴	۴/۵۴	۵۱/۱۴	فرونال	۱۸۰ درجه
۰/۰۴۱	۵/۳۹	۴۴/۷۵	۵/۶۱	۴۸/۹۶	سازیتال	

جدول ۳- مقایسه میزان جابجایی خارجی - داخلی کتف در زوایای مختلف بالا بردن بازو بین زنان سالم و زنان مبتلا به شلی مفصلی

مقدار احتمال	جابجایی کتف در افراد بیمار		جابجایی کتف در افراد سالم		صفحه	زوایای مختلف بالا بردن بازو
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۰/۵۰۱	۱۰/۴۹	۱۰۸/۴۴	۶/۷۸	۱۱۰/۵۷		دست در کنار بدن
۰/۶۹۰	۸/۰۰	۱۰۸/۹۳	۱۴/۴۹	۱۰۷/۲۹	فرونال	۳۰ درجه
۰/۰۶۱	۸/۲۳	۱۱۲/۳۲	۶/۳۸	۱۱۷/۵۰۷	سازیتال	
۰/۶۵۰	۹/۴۷	۱۰۶/۵۱	۶/۳۲	۱۰۷/۸۳	فرونال	۶۰ درجه
۰/۱۲۱	۷۹/۷	۱۱۷/۴۸	۹/۳۱	۱۲۲/۲۸	سازیتال	
۰/۵۷۱	۸/۲۰	۱۰۵/۰۹	۷/۶۰	۱۰۶/۶۹	فرونال	۹۰ درجه
۰/۲۰/۰	۸/۱۹	۱۲۱/۳۴	۶/۵۵	۱۲۷/۹۰	سازیتال	
۰/۰۲۰	۵/۴۸	۱۰۳/۵۹	۱۰/۶	۱۱۱/۰۵	فرونال	۱۲۰ درجه
۰/۱۴۱	۶/۳۷	۱۲۰/۷۹	۷/۰۵	۱۲۴/۳۴	سازیتال	
۰/۰۱۱	۷/۷۴	۱۰۳/۵۵	۵/۸۷	۱۱۰/۶۶۵	فرونال	۱۸۰ درجه
۰/۰۲۱	۶/۶۶	۱۰۸/۰۲	۶/۹۲	۱۱۳/۷۷	سازیتال	



میزان جابجایی خارجی کتف در صفحه فرونتال در زوایای ۱۲۰ درجه ($P=0/02$) و دامنه کامل ($P=0/01$) و همچنین در صفحه سائیتال در زوایای ۹۰ ($P=0/02$) و دامنه کامل بالا رفتن بازو ($P=0/02$) به طور معناداری در گروه مورد کمتر از افراد سالم بود. زوایای چرخش داخلی کتف، تیلت خلفی و میزان جابجایی فوقانی - تحتانی آن هیچ‌گونه تفاوت معناداری را در زوایای مختلف بالا بردن بازو در صفحات فرونتال و سائیتال بین دو گروه نشان نداد (جدول ۳).

بحث

یکی از نتایج بدست آمده کاهش زاویه چرخش رو به بالای کتف در زوایای بالای ۹۰ درجه بالا بردن بازو در صفحه سائیتال در افراد شل مفصل بود. قرار گرفتن سر استخوان بازو در مرکز حفره کاسه‌ای برای حفظ ثبات در مفصل شانه اهمیت دارد. هر گونه اشکال در این مکانیسم منجر به جابجایی نادرست سر استخوان بازو در حین حرکات فعال می‌گردد. یکی از عوامل مهمی که به حفظ ثبات مفصل شانه کمک می‌کند، زوج نیروهای مفصل کتفی سینه ای هستند که شامل عضلات دندانه‌ای قدامی^۱ و دوزنقه‌ای^۲ می‌باشند (۱۶). وادزورث تأخیر معناداری را در فعالیت عضله دندانه‌ای بزرگ (قدامی) در شانه دردناک شناگران در مقایسه با شانه افراد گروه کنترل مشاهده کرد و علاوه بر نقش ثباتی عضله دوزنقه‌ای، نقش کنترلی آن را نیز در عملکرد مفصل شانه مهم توصیف کرد (۱۷).

در قسمت‌های ابتدای دامنه بالا رفتن بازو که محور چرخش در ریشه خار کتف قرار می‌گیرد، چرخاننده‌های اصلی، فیبرهای فوقانی دندانه‌ای قدامی و دوزنقه‌ای هستند. ولی وقتی محور چرخش به سمت اخرمی - ترقوه‌ای^۳ می‌رود، شرکت نسبی دوزنقه‌ای فوقانی کاهش پیدا کرده و این در حالی است که فعالیت دوزنقه‌ای تحتانی و دندانه‌ای قدامی تحتانی افزایش پیدا کرده است (۱۸، ۱۹). یکی از توجیهاتی که می‌توان در مورد کاهش زاویه چرخش رو به بالای کتف در افراد مبتلا به شلی مفصلی بیان کرد، کاهش عملکرد بخشی از فیبرهای تحتانی عضله دندانه‌ای قدامی است که نقش مهمی در نیمه دوم بالا رفتن استخوان بازو دارد. البته به طور قطع نمی‌توان چنین موضوعی را بیان کرد و نیاز به مطالعات گسترده‌تر الکترومیوگرافی عضلات اطراف کتف در این افراد دارد، ولی با توجه به مطالعه کرانگبرگ که در بیماران شلی عمومی مفصلی انجام گرفت و اختلال در عملکرد عضلات اطراف شانه در این افراد مشاهده گردید (۱۳) و چون مطالعات مستدل متعددی دال بر وجود رابطه بین اختلالات شانه و مشکلات کتف وجود دارد، چنین استنباطی محتمل به نظر می‌رسد (۲۰).

همان‌طور که مشخص است عضله دندانه‌ای قدامی نقش مهمتری را در بالا بردن استخوان بازو در صفحه سائیتال نسبت به صفحه فرونتال بازی می‌کند. شاید اختلال عملکرد در فیبرهای تحتانی دندانه‌ای قدامی بتواند توجیهی بر وجود اختلال در نیمه انتهایی حرکت بالا رفتن بازو در صفحه سائیتال باشد. لودویگ عنوان کرد کاهش سطح فعالیت عضله دندانه‌ای قدامی و نیز چرخش رو به بالای کتف می‌تواند به علت تغییر راستای مطلوب بین استخوان بازو و حفره کاسه‌ای باشد که این مسئله نقش بسیار مهمی را در بی ثباتی‌های مفصل شانه دارد (۲۱). پاندی در سال ۱۹۸۹ به بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کمر بند شانه ای در حین دررفتگی خلفی شانه پرداخت و نشان داد که مهار چرخاننده‌های استخوان کتف و بالی شدن کتف در حین مانور دررفتگی خلفی اتفاق می‌افتد (۲۲). گلوسمن در سال ۱۹۸۸ به مطالعه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شانه ورزشگران پرتابی که دارای بی ثباتی نیز بودند پرداخت و نشان داد که کاهش واضحی در فعالیت عضله دندانه‌ای قدامی این ورزشکاران وجود دارد (۲۳).

در این مطالعه مشاهده شد که میزان تفاوت زاویه چرخش رو به بالای کتف در افراد شل مفصل در حدود ۴ تا ۵ درجه است. این تفاوت نه تنها از لحاظ آماری معنادار است، بلکه از لحاظ بالینی نیز شایان توجه است. در یافته‌های لودویگ در سال ۲۰۰۰ و لوکاسیویکز در سال ۱۹۹۹ نشان داده شده است که ۴ تا ۵ درجه اختلاف در کینماتیک کتف بسیار اهمیت دارد و این اختلاف می‌تواند منجر به ایجاد نشانگان گیرافتادگی شانه شده و نیز باعث افزایش فشار در ناحیه تحت اخرمی گردد^۴ (۲۱، ۷). در این مطالعه میزان جابجایی خارجی - داخلی کتف الگوی متفاوتی را در دو گروه سالم و بیمار نشان داد، به طوری که میزان جابجایی خارجی در زوایای بالا رفتن بیش از ۹۰ درجه کمتر از افراد سالم بود. شاید کاهش احتمالی فعالیت دندانه‌ای قدامی تحتانی که در نیمه انتهایی حرکت بالا بردن بازو فعال می‌شود، علت اصلی کاهش میزان جابجایی خارجی کتف در زوایای بالای ۹۰ درجه باشد. اگر چه در این مطالعه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دوزنقه‌ای میانی و لوزی شکل^۵ که نقش اصلی را در تو و عقب کشیدن^۶ کتف دارند (۲۴) ثبت نشد، ولی شاید اختلاف در میزان جابجایی خارجی - داخلی کتف بازتابی از ناهماهنگی در فعالیت‌های سینرژستی - آنتاگونیستی در عضلات کنترل کننده ثباتی کتف در حین بالا رفتن بازو باشد.

1- Serratus anterior
3- Acromioclavicular
5- Rhomboid

2- Trapezius
4- Subacromial
6- Retraction



۱۰۰٪ بی ثباتی مفصل شانه دیده می شود (۲۰). بیومکانیک غیرطبیعی اسکاپولا که در نتیجه عملکرد نامطلوب اتفاق می افتد، باعث تولید حرکات غیرطبیعی استخوان کتف و متعاقب آن کاهش عملکرد طبیعی شانه و ایجاد ضایعات شانه می شود که دقیقاً با مطالعه حاضر همسو است و شاید بتوان این طور بیان کرد که کینماتیک غیر صحیح حرکات شانه باعث استعداد افراد دارای شلی مفصلی عمومی به دررفتگی های حاد و مکرر شانه می شود. قابل ذکر است که محدودیت دستگاه آنالیز حرکتی و یکون این بود که این دستگاه قادر به محاسبه و تجزیه و تحلیل شاخص های کینماتیکی در وضعیت های ایستا بود. بدیهی است که وضعیت های ایستا نمی توانند به خوبی الگوهای عملکردی را نشان دهند. در پایان پیشنهاد می شود با بررسی شاخص های کینماتیکی و فعالیت عضلانی با کمک الکترومیوگرافی سطحی، الگو و زمان فعالیت عضلات همزمان با تغییرات کینماتیکی مورد مطالعه قرار گیرد.

نتیجه گیری

الگوی عمومی حرکت اسکاپولا، افزایش چرخش رو به بالا و تیلت خلفی و کاهش چرخش داخلی در صفحات ساژیتال و فرونتال می باشد که در افراد مبتلا به نشانگان شلی مفصلی عمومی کاهش پروترکشن و چرخش رو به بالا در زوایای بالای ۹۰ درجه دیده می شود. این عوامل می تواند یکی از علل مهم بی ثباتی و دررفتگی در این افراد باشد. تغییر کینماتیک کتف یکی از عوامل مساعدکننده بروز آسیب های شانه در زنان مبتلا به شلی مفصلی بوده و احتمالاً نقص در سیستم عصبی-عضلانی عامل به وجود آورنده این تغییرات می باشد. یافته های این مطالعه می تواند به عنوان پیش زمینه ای برای مطالعات آینده کاربرد داشته باشد.

تشکر و قدردانی

از زحمات مدیر وقت محترم گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، جناب آقای دکتر لحمی و خانمها بهاره زینل زاده و هدی نبوی به خاطر مساعدتشان در جمع آوری اطلاعات تشکر می شود.

در این مطالعه اختلاف معناداری در میزان جابجایی فوقانی-تحتانی در سطوح مختلف بالا رفتن بازو مشاهده نشد. در حین بالا بردن فعال بازو علاوه بر عضله دوزنقه ای فوقانی عوامل دیگری مانند ایجاد کشش در رباط های غرابی-ترقوه ای^۱ و اخرمی-ترقوه ای در بالا بردن بازو نقش دارند (۲۲). شاید وجود عوامل متفاوت در بوجود آمدن جابجایی فوقانی کتف و وجود مکانیسم های جبرانی در مفصل شانه باعث ایجاد عدم تفاوت در دو گروه مورد مطالعه شده است.

همچنین در زوایای تیلت خلفی و زاویه چرخش داخلی نیز اختلاف معناداری در دو گروه شاهد و مورد مشاهده نگردید. شاید یکی از دلایل معنادار نشدن متغیرهای زاویه چرخش داخلی و تیلت خلفی کتف این باشد که این حرکات، جزء حرکات اصلی مفصل کتفی سینه ای محسوب نمی شوند و بیشتر تحت تاثیر مفاصل اخرمی-چنبری^۲ و سینه ای-چنبری^۳ می باشند (۲۲).

ایلی یس در مطالعه خود که به بررسی کینماتیک اسکاپولا در افراد دارای بی ثباتی شانه پرداخت نتیجه گرفت اختلاف در ریتم کتفی-بازویی^۴ ناشی از مکانیسم های عصبی-عضلانی شانه می باشد. او رابطه مستقیمی بین تغییر در ریتم کتفی-بازویی و افزایش میزان جابجایی نسبی بین مراکز چرخش استخوان بازو قائل شده و تغییر در کینماتیک اسکاپولا را نشان از عدم کفایت ثبات دهنده های ایستا^۵ و پویا^۶ دانست. او عنوان کرد شاید در افراد دارای بی ثباتی مفصل شانه عمل عضلانی نرمال باشد، ولی برای حذف بعضی از عوامل بی ثباتی کافی نیست.

با توجه به نتایج مطالعه ایلی یس می توان تا حدودی علت شیوع دررفتگی های مکرر و حاد شانه را در افراد دارای شلی مفصلی به افزایش جابجایی مرکز چرخش استخوان بازو نسبت داد. شاید این افراد دارای عمل عضلانی طبیعی در عضلات اطراف اسکاپولا می باشند، ولی میزان فعالیت عضلات آنها برای حذف عوامل بی ثباتی ناکافی است (۱۱).

موزالی بیان می کند که بیشترین ضایعاتی که به صورت ضایعات میکروتروما و ماکروترومای مستقیم و همچنین بیومکانیک های غیرطبیعی و نشانگان استفاده مفرط^۷ که در محدوده کمربند شانه ای اتفاق می افتد، در نتیجه تغییر در عضلات ثبات دهنده اسکاپولا است (۲۵).

وئیت در مقاله ای با عنوان نقش اسکاپولا در ضایعات شانه در فعالیت های ورزشی بیان کرد که بیشتر ضایعات شانه در فعالیت های ورزشی ریشه ای در بیومکانیک غیرطبیعی اسکاپولا دارد. او همچنین در مقاله خود بیان کرد بی ثباتی اسکاپولا در ۶۸٪ مشکلات شانه و در

1- Coracoclavicular
3- Sternoclavicular
5- Static
7- Overuse

2- Acromioclavicular
4- Scapulohomeral
6- Dynamic



منابع:

- 1- Kirk J A, Ansell B M, Bywaters E.G. The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints associated with generalized joint hypermobility. *Ann Rheum Dis.* 1967 Sep; 26(5): 419-25.
- 2- Russek L. N. Hypermobility syndrome. *Physical therapy* 1999; 79(6): 591-599.
- 3- Beighton P, Solomon L, Soskolne C.L. Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis.* 1973 Sep; 32(5): 413-8.
- 4- Grahame R, Edwards J C, Pitcher D, Gabell A, Harvey W. A clinical and echocardiographic study of patients with the hypermobility syndrome. *Ann Rheum Dis.* 1981 Dec; 40(6): 541-6.
- 5- Fayad F, Roby-brami A, Yazbeck C, Hanneton S, Lefevre-Colau M M, Gautheron V, et al. Three-dimensional scapular kinematic and scapulohumeral rhythm in patient with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of Biomechanic* 2008; 41(2): 326-332.
- 6- McClure P W, Michener L A, Karduna A.R. Shoulder function and 3D kinematic scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy* 2006; 86(8): 1075-1081.
- 7- Lukasiewicz A C, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennat B. Comparisson of 3 dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopedic Physical Therapy* 1999; 29(10): 574-586.
- 8- Solem-Bertoft E, Thuomas K A, Westerberg C.E. The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. An MRI study. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Nov; 296: 99-103.
- 9- Paletta J R, Warner J J, Waren R F, Deutsch A, Altchek D.W. Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability of rotator cuff tearing. *Shoulder Elbow Surg.* 1997; 6(6): 516-27.
- 10- Matias R, Pascoal A.G. The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006; 21 Suppl 1: 52-8.
- 11- Illyes A, Kiss R.M. Kinematics and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee surg sports traumatol arthrosc.* 2006; 14(7): 673-685.
- 12- Beasley L, Fariniarz D A, Hannafin J.A. Multidirectional instability of the shoulder in the female athlete. *Clin sport med.* 2000; 19(2): 331-349.
- 13- Kronberg M, Broström L A, Németh G. Differences in shoulder muscle activity between patients with generalized joint laxity and normal controls. *Clin Orthop Relat Res* 1991; 269: 181-92.
- 14- Shultz S J, Sander T C, Kirk S E, Perrin D. H. Sex differences in knee joint laxity change across the female menstrual cycle. *J Sports Med Phys Fitness.* 2005 Dec; 45(4): 594-603.
- 15- Ebaugh D, Mc Clure P W, Cardauna A.R. Three dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanic* 2005; 20(7): 700-709.
- 16- Inman V T, Saunders J B, Abbott L.C. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Sep; 330: 3-12.
- 17- Wadsworth D S, Bullock-Saxton J.E. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International Journal of Sports Medicine* 1997; 18(8): 618-624.
- 18- Magarey M E, Jones M.A. Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Man Ther.* 2003 Nov; 8(4): 195-206.
- 19- Basmajian J.V. The surgical anatomy and function of the arm-trunk mechanism. *Surg Clin North Am.* 1963 Dec; 43: 1471-82.
- 20- Voight M L, Thomson B.C. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. *Journal of Athletic training* 2000; 35(3): 364-372.
- 21- Ludewig P M, Cook T.M. Alteration in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptom of shoulder impingement. *Physical therapy* 2000; 80(3): 276-291.
- 22- Pande P, Hawkins R, Peat M. Electromyography in voluntary posterior instability of the shoulder. *Am J Sports Med.* 1989 Sep-Oct; 17(5): 644-8.
- 23- Glousman R, Jobe F, Tibone J, Moynes D, Antonelli D, Perry J. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Feb; 70(2): 220-6.
- 24- Neumann D.A. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation* (1st edition). University of Michigan, USA. Mosby; 2002, PP: 113-143.
- 25- Moseley J B, Jobe F W, Pink M, Perry J, Tibone J.E. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. *Am J Sports Med.* 1992; 20(2): 128-134.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی