

## بررسی سیمتری کتف در پوزیشن استراحت و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در زوایای مختلف ابداکشن بازو

سیدحسین حسینی‌مهر<sup>۱\*</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۲</sup>

تاریخ دریافت ۱۳۹۸/۰۷/۰۳ تاریخ پذیرش ۱۳۹۸/۱۰/۰۶

### چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** مطالعات قبلی نشان داده‌اند که نقص در ریتم طبیعی اسکاپولوهومرال می‌تواند فرد را به پاتولوژی‌های شانه مبتلا کند. در این مطالعه هدف ما بررسی سیمتری کتف در پوزیشن استراحت و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در زوایای مختلف ابداکشن بازو می‌باشد. **مواد و روش کار:** تعداد ۳۵ آزمودنی مرد سالمند با دامنه سنی ۷۰-۶۰ سال به صورت تصادفی به‌عنوان نمونه‌ی آماری انتخاب شدند. از دو اینکلینومتر برای اندازه‌گیری ابداکشن بازو و میزان چرخش بالایی کتف در پوزیشن استراحت کتف، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه استفاده شد. آزمودنی‌ها عمل ابداکشن بازو را با دست برتر و غیر برتر به صورت تصادفی در سطح فرونتال انجام می‌دادند. ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم میزان ابداکشن گلنوهومرال بر چرخش بالایی کتف از پوزیشن استراحت کتف تا ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطح فرونتال محاسبه شد. از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تی همبسته برای تعیین اثرات متغیرهای مستقل و تعیین اختلافات درون گروهی استفاده شد. سطح معنی‌داری برای تمامی آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. **یافته‌ها:** نتایج آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر (۲×۴) نشان داد که برتر و غیر برتر بودن دست و زاویه ابداکشن بازو تأثیر معنی‌داری بر چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال دارد (p < ۰/۰۵) به طوری که چرخش بالایی کتف در دست برتر بیشتر و در مقابل نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در دست برتر کمتر بود، همچنین با افزایش زاویه ابداکشن بازو، چرخش بالایی کتف بیشتر و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر بود (p < ۰/۰۵). از طرف دیگر نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که تفاوت معنی‌داری در میزان چرخش بالایی کتف بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در پوزیشن استراحت کتف وجود ندارد (p < ۰/۰۵)، اما در ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن بازو، تفاوت معنی‌داری بین کتف برتر و غیر برتر در میزان چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال وجود داشت به طوری که کتف برتر چرخش بالایی بیشتر و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر در این زوایا داشت. **بحث و نتیجه‌گیری:** کاهش معنی‌دار چرخش بالایی کتف در شانه غیر برتر افراد سالمند در مقایسه با شانه برتر و متعاقب آن افزایش نسبت ریتم اسکاپولوهومرال، توجه به طراحی تمرینات ورزشی جهت پیشگیری از این عدم تقارن در این گروه سنی را می‌طلبد. **کلیدواژه‌ها:** چرخش بالایی کتف، ریتم اسکاپولوهومرال، افراد سالمند

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی‌ام، شماره یازدهم، ص ۸۸۲-۸۷۶، بهمن ۱۳۹۸

آدرس مکاتبه: گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، کردستان، ایران، تلفن: ۰۹۱۷۳۰۳۴۲۳۷

Email: s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

### مقدمه

مفاصل بدن، به دلیل تحریک‌پذیری زیاد و نوع تطابق سطح مفصلی در معرض آسیب و اختلالات متعددی قرار دارد. به دلیل اتصال استخوان‌های کتف، ترقوه، جناغ و بازو با یکدیگر در مفاصل جناغی ترقوه‌ای، اخروی ترقوه‌ای، اسکاپولوتورا سیک و مفصل گلنوهومرال، حرکت در هر مفصل می‌تواند باعث تغییرات در موقعیت سایر بخش‌ها گردد.

امروزه به مطالعه در حیطه افراد سالمند به دلیل افزایش جمعیت این قشر توجه ویژه‌ای شده است. یکی از مهم‌ترین راهکارها برای پیشگیری از اختلالات جسمی و پاتولوژی در این افراد، آگاهی از رفتار کینماتیکی قسمت‌های مختلف بدن می‌باشد تا به‌عنوان راهنما، در ارزیابی، درمان و توان‌بخشی این افراد مورداستفاده قرار بگیرد. مفصل شانه به‌عنوان یکی از متحرک‌ترین

<sup>۱</sup> استادیار گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، کردستان، ایران (نویسنده مسئول)

<sup>۲</sup> استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

ریتم اسکاپولوهومرال<sup>۱</sup> به عنوان تعامل کینماتیکی بین دو استخوان کتف و بازو مطرح شده است. در واقع، بیان شده است که در هنگام حرکت بازو به بالای سر، به ازای مقدار حرکت اتفاق افتاده در مفصل گنوهومرال، به طور همزمان در استخوان کتف نیز مقدار مشخصی چرخش بالایی اتفاق می افتد. در مطالعات مختلف این نسبت ۲:۱ گزارش شده است (۱). در واقع بیان شده است که در طی ابداعشن کامل بازو، به ازای هر دو درجه حرکت در مفصل گنوهومرال، یک درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتوراسیک صورت می گیرد. به عبارتی دیگر در ۱۸۰ درجه ابداعشن شانه، ۱۲۰ درجه حرکت در مفصل گنوهومرال و ۶۰ درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتوراسیک صورت می گیرد (۱). مطالعات متعددی حرکت ۲ یا ۳ بعدی مفصل گنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک را با استفاده از ریتم اسکاپولوهومرال بررسی کرده اند (۷-۲). از آنجایی که برهم خوردن این ریتم، به دلیل کاهش یا افزایش میزان حرکت در مفاصل گنوهومرال یا اسکاپولوتوراسیک است، مطالعات بیان کرده اند که این کاهش یا افزایش ممکن است عواقبی از جمله اختلالات در مفصل شانه را در پی داشته باشد. از این رو مطالعات بیان کرده اند که ریتم اسکاپولوهومرال به عنوان یک سند کینماتیکی<sup>۲</sup>، نشان دهنده وضعیت حرکت مفصل شانه است (۲).

با توجه به اهمیت توجه به قشر سالمند و کمبود اطلاعات در زمینه کینماتیک شانه بخصوص در زمینه نسبت ریتم اسکاپولوهومرال، در این مطالعه ما قصد بررسی پوزیشن کتف در حالت استراحت و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در زوایای مختلف ابداعشن بازو در سطح فرونتال را داریم. در واقع سؤال تحقیق حاضر این است که آیا تفاوت معنی داری بین شانه برتر و غیر برتر افراد سالمند در چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال وجود دارد؟ با توجه به اینکه آگاهی و دانش در مورد حرکت کتف فاکتور مهمی در ایجاد استراتژی های پیشگیری از آسیب های کمپلکس شانه در افراد بدون نشانه های بیماری می باشد، به نظر می رسد نتایج این مطالعه می تواند در توسعه آزمون های کلینیکی برای ارزیابی کینماتیک کتف افراد سالمند و همچنین در زمینه ایجاد و توسعه برنامه های درمانی و توان بخشی اختلالات شانه در این قشر مفید باشد.

## مواد و روش کار

در یک مطالعه نیمه تجربی تعداد ۳۵ نفر سالمند مرد به عنوان نمونه آماری در تحقیق حاضر شرکت کردند. روش نمونه گیری از نوع تصادفی هدف دار بود. مشخصات آزمودنی های تحقیق در جدول ۱ آورده شده است. در ابتدا در مورد هدف مطالعه برای آزمودنی های تحقیق توضیح داده شد و بعد از پرکردن پرسشنامه ی تندرستی محقق ساخته (برای اطلاع از سابقه ی آسیب دیدگی در نواحی مختلف بدن) و اطلاعات دموگرافیک (قد، جرم، سن و غیره) افراد واجد شرایط شرکت در پژوهش انتخاب شدند. هیچ کدام از آزمودنی های تحقیق ناهنجاری های شانه، گردن (سر به جلو و شانه ی گرد) و ناحیه ی ستون فقرات پشتی (کیفوز بیش از حد پشتی) نداشتند. همچنین هیچ کدام از آزمودنی ها درد شانه، گردن و تاریخچه ی صدمه یا جراحی مجموعه ی شانه، ناحیه بالای سینه، بالای پشت یا بازو را در طی سال گذشته نداشتند. دست برتر آزمودنی ها به عنوان دستی که عمل پرتاب توپ را انجام می دادند،

با مرور ادبیات تحقیق مشخص می شود که تحقیقات زیادی به بررسی عوامل مختلفی همچون پاتولوژی های شانه، تأثیر بار خارجی، ورزشکار و غیر ورزشکار بودن، خستگی و عامل سن بر روی ریتم اسکاپولوهومرال پرداخته اند. حسینی مهر و همکاران (۲۰۱۴) به بررسی تأثیر سن بر چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال پرداختند، آن ها بیان کردند که در پوزیشن استراحت کتف، تفاوت معنی داری در میزان چرخش بالایی کتف بین کودکان، بزرگسالان و سالمندان وجود داشت و کتف سالمندان چرخش بالایی بیشتری نسبت به دو گروه دیگر داشت و کتف کودکان چرخش پایینی بیشتری از بزرگسالان داشت، همچنین در ۱۳۵ درجه ابداعشن شانه، کتف کودکان چرخش بالایی بیشتری از بزرگسالان و افراد سالمند داشت (۷). نکته قابل توجه در مطالعه آن ها این بود که این محققین تنها به بررسی شانه برتر در گروه های سنی مختلف پرداخته بودند و شانه های برتر و غیر برتر را با هم مقایسه نکرده بودند. یکی از مهم ترین راهکارهای تشخیص ناهنجاری، ارزیابی اسیمتری دو سمت بدن می باشد که بهترین عامل تشخیص در ارزیابی های فردی می باشد. در زمینه بررسی دست برتر و غیر برتر نیز حسینی مهر و همکاران

<sup>2</sup> kinematic hallmark

<sup>1</sup> scapulohumeral rhythm

از حرکت جانبی سر و تنه در حین انجام آزمون ها از آزمودنی خواسته شده بود تا به هدف مشخص شده در راستای دید او در فاصله ۲ متری نگاه کند. از یک فرد کمکی جهت تأیید پوزیشن مناسب و صحیح شروع و ادامه حرکت صحیح ابداکشن استفاده شده بود. این فرد در پشت سر آزمودنی با فاصله قرار می گرفت و حرکت را تأیید می کرد. در وضعیتی که دستها در کنار بدن بود پوزیشن استراحت کتف (میزان چرخش بالایی/ پایینی) اندازه گیری می شد. درجهی چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتر دوم که بر روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود، اندازه گیری می شد (۱۲). ریتم اسکاپولوهورمال توسط تقسیم کردن ابداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه می شد (۱۲). آزمودنی حرکت را در ابداکشن ۹۰، ۴۵ و ۱۳۵ درجه نگه داشته و مقدار چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتری که بر روی خار کتف قرار داشت یادداشت می شد و جهت محاسبه ریتم استفاده می شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار انجام می داد و میانگین سه حرکت جهت تجزیه و تحلیل استفاده می شد.

در نظر گرفته شد. برای اندازه گیری دامنه ی حرکتی بازو و کتف از دو اینکلینومتر<sup>۳</sup> (۱۲) استفاده شد (ICC = ۰/۸۶-۰/۹۱). از یک اینکلینومتر برای اندازه گیری ابداکشن شانه (The Base Line Bubble Inclinometer, White Plains, New York 10602 U.S.A) و اینکلینومتر دیگر برای اندازه گیری چرخش بالایی کتف (U.S.A Digital Protractor Inclinometer, Absolute/IP65,) استفاده شد. از آزمودنی در حالت ایستاده با پای برهنه خواسته می شد تا اکستنشن کامل آرنج، وضعیت خنثی مچ و انگشت شست متماثل به صفحه ی کرومال باشد را انجام دهند. اینکلینومتر اول (برای اندازه گیری میزان ابداکشن بازو) به طور عمودی دقیقاً زیر سر متحرک دلتوئید با استفاده از یک نوار متصل به بازو شده بود. از آزمودنی خواسته می شد تا ابداکشن فعال را با بازوی برتر (دستی که عمل پرتاب کردن توپ را انجام می دادند) و غیر برتر را در سطح فرونتال به صورت تصادفی انجام دهد و در ۹۰، ۴۵ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه نگه دارد (شکل ۱). از آزمودنی درخواست می شد هر ۴۵ درجه حرکت را در ۱ ثانیه انجام دهد، این کار با مترونوم تنظیم شده بود. به منظور جلوگیری

**جدول (۱):** مشخصات آزمودنی های تحقیق (انحراف استاندارد ± میانگین)

تعداد	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	جرم (کیلوگرم)
۳۵	۶۴/۳±۴/۲	۱۶۶/۳±۶/۵	۶۲/۹±۶/۳



**شکل (۱):** تصویری از نحوه اندازه گیری چرخش بالایی کتف و ابداکشن ۹۰ درجه بازو در سطح فرونتال (۱۲)

ابداکشن بازو بر چرخش بالایی و نسبت ریتم اسکاپولوهورمال استفاده شد. همچنین از آزمون تی همبسته برای مقایسه متغیرهای مستقل بین دو دست استفاده شد. سطح معنی داری

برای آزمون فرضیه های تحقیق از آمار استنباطی شامل آزمون کالموگروف - اسمیرنوف برای تعیین نرمال بودن داده ها، آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر (۳×۲) (۳ زوایه ابداکشن × ۲ دست برتر و غیر برتر) برای تعیین اثر دست برتر و غیر برتر و زاویه

<sup>3</sup> Inclinometer

بازو چرخش بالایی کتف بیشتر و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر می شود ( $p < 0/05$ ). از طرف دیگر نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که تفاوت معنی داری در میزان چرخش بالایی کتف بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در پوزیشن استراحت کتف وجود ندارد ( $p > 0/05$ )، اما در ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن بازو، تفاوت معنی داری بین کتف برتر و غیر برتر در میزان چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال وجود داشت به طوری که کتف برتر چرخش بالایی بیشتر و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر در این زوایا داشت (نمودار ۱) ( $p < 0/05$ ).

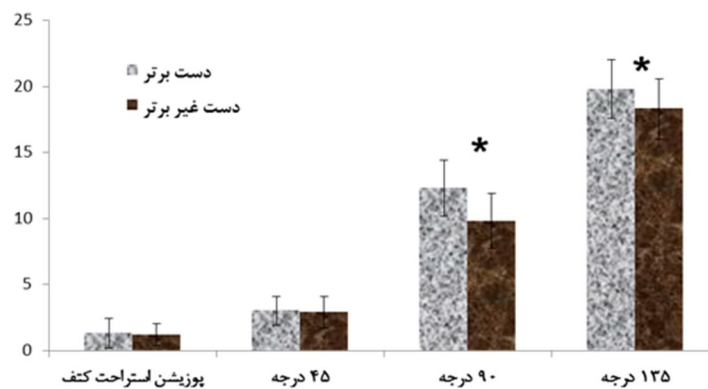
برای تمامی آزمون ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل داده ها در نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ صورت گرفت.

### یافته ها

نتایج آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر ( $2 \times 4$ ) نشان داد که برتر و غیر برتر بودن دست و زاویه ابداکشن بازو تأثیر معنی داری بر چرخش بالایی کتف (جدول ۲) و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال (جدول ۳) دارد ( $p < 0/05$ ) به طوری که چرخش بالایی کتف در دست برتر بیشتر و در مقابل نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر می باشد همچنین با افزایش زاویه ابداکشن

**جدول (۲):** نتایج آزمون ANOVA ( $2 \times 4$ ) اثر دست برتر و غیر برتر و زاویه ابداکشن بازو بر چرخش بالایی کتف

عامل	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	P-value
دست (برتر و غیر برتر)	۱۰۴/۴۳	۱	۱۰۴/۴۳	۳۰/۳۶	۰/۰۰۰*
زاویه	۱۲۷۰۳/۷۸	۲/۲۲	۴۲۳۴/۵۹	۱/۷	۰/۰۰۰*



**نمودار (۱):** مقایسه میانگین میزان چرخش بالایی کتف برتر و غیر برتر در زوایای مختلف ابداکشن بازو

است بیشتر به روش و ابزار مورد استفاده برای اندازه گیری مربوط باشد. ما در این مطالعه به دو دلیل از اینکلینومتر استفاده کردیم: اول اینکه این ابزار از وسایل کلینیکی در دسترس و مورد استفاده کلینسین ها در ارزیابی های کلینیکی می باشد و دوم اینکه این وسیله پرتابل و روش کار با آن آسان و کم هزینه و بدون خطر می باشد. در این مطالعه ما مشاهده کردیم که کتف افراد سالمند در وضعیت استراحت (حالتی که دست ها در کنار بدن بود) دچار اسیمتری نبود یا به عبارت دیگر کتف راست و چپ از نظر میزان چرخش بالایی/پایینی کتف تفاوتی با هم نداشتند. اما در مورد چرخش بالایی و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال مشاهده کردیم که در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه بین کتف برتر و غیر برتر تفاوت وجود داشت به طوری که کتف برتر چرخش بالایی بیشتری در ۹۰ و ۱۳۵

### بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه بررسی اسیمتری کتف در پوزیشن استراحت و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در زوایای مختلف ابداکشن بازو بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تفاوت معنی داری در میزان چرخش بالایی کتف بین دست برتر و غیر برتر افراد سالمند در پوزیشن استراحت کتف وجود ندارد، اما در ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن بازو، کتف برتر چرخش بالایی بیشتر و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر دارد. مطالعات قبلی مقدارهای مختلفی از میزان چرخش بالایی و پایینی کتف در پوزیشن استراحت کتف گزارش کرده اند، دامنه این اختلافات از ۵/۳- تا ۵ درجه می باشد (۱۹-۱۳). مقادیر منفی مربوط به چرخش پایینی کتف می باشد. دلایل این اختلاف ممکن

بیشتر در کتف این گروه شده است (۶). شاید یکی از دلایل کاهش چرخش بالایی کتف افراد سالمند مطالعه حاضر هم به این دلیل باشد که فرایند پیری تأثیر خود را بر دست غیر برتر این افراد که استفاده کمتری نسبت به دست برتر می‌کنند، گذاشته است. بنابراین به نظر می‌رسد تهیه پروتکل‌های تمرینی برای پیشگیری از این عارضه در این قشر جامعه ضروری و مهم باشد. در پایان باید خاطر نشان کرد هرچند که استفاده از اینکلینومتر در بررسی کینماتیک کتف مزایای خاص خودش را دارد اما در هنگام حرکت بازو به بالای سر کتف علاوه بر چرخش بالایی، تیلت خلفی و چرخش خارجی نیز دارد و بررسی این حرکات نیاز به بررسی کینماتیک سه بعدی کتف دارد که این موارد از محدودیت‌های تحقیق حاضر بود. از طرف دیگر بررسی کینماتیک کتف با استفاده از اینکلینومتر به صورت ایستا صورت گرفته و اظهار نظر در مورد کینماتیک کتف در طی حرکت نیاز به ابزار و روش‌های تحلیل دینامیکی دارد. همچنین محققین این مطالعه معتقدند که هر چند تمامی آزمودن‌های این مطالعه سالم و اختلافات کتف و ستون فقرات (کتف بال دار<sup>۵</sup> و کیفیت بیش از حد پستی، شانه گرد و غیره) را نداشتند اما در بررسی واقعی جامعه سالمندان مشاهده می‌کنیم که بسیاری از این افراد به دلیل پدیده پیر شدن این ناهنجاری‌ها شایع است و هر کدام از این عوامل ممکن است بر روی کینماتیک کتف تأثیر و نتایج را تحت‌الشعاع خود قرار دهد بنابراین اظهار نظر دقیق در این حیطه مطالعه و تحقیقات بیشتر را می‌طلبد و نویسندگان این مقاله انجام پژوهش در این زمینه‌ها را به محققان بعدی پیشنهاد می‌نمایند.

### تشکر و قدردانی

محققین این مطالعه بر خود لازم می‌دارند که از تمامی آزمودنی‌هایی که در این تحقیق همکاری نمودند و همچنین از دانشگاه کردستان جهت حمایت مالی از این مطالعه تشکر و قدردانی نمایند.

درجه ابداکشن شانه داشت. کمتر بودن چرخش بالایی کتف غیر برتر طبیعتاً با توجه به فرمول محاسبه ریتم اسکاپولوهومرال منجر به افزایش نسبت ریتم اسکاپولوهومرال می‌شود. به عبارت دیگر در هنگام بالا رفتن دست غیر برتر در افراد سالمند میزان مشارکت مفصل گنوهومرال از مفصل اسکاپولوتورا سیک بیشتر بوده است.

به طور کلی در طی الودیشن بازو، کتف هم‌زمان چرخش بالایی، تیلت خلفی و چرخش خارجی پیدا می‌کند. تمامی این حرکات بخاطر این است که حفره گنوهید کتف<sup>۱</sup> یک پوزیشن مناسب برای سر استخوان بازو ایجاد کند و از دررفتگی یا نیمه دررفتگی بازو و همچنین از برخورد برجستگی بزرگ استخوان بازو با فضای تحت اخروی و فشار بر روی ساختارهایی که در این ناحیه قرار دارند، جلوگیری کند (۲۰). مطالعات نشان داده‌اند که در افراد با اختلالات شانه (سندروم گیرافتادگی<sup>۲</sup>، شانه منجمد<sup>۳</sup>، پارگی عضلات روتیتورکاف) کتف افراد در سمت دچار عارضه، چرخش بالایی کمتری دارد و با توجه به اینکه میزان چرخش بالایی کتف رابطه معکوسی با نسبت ریتم اسکاپولوهومرال دارد در این افراد در سمت دچار عارضه، نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کاهش معنی‌داری پیدا می‌کند. حسینی مهر و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه خود در مقایسه میزان چرخش بالایی کتف بین شانه برتر و غیر برتر افراد غیر ورزشکار (دامنه سنی ۲۵-۱۸ سال) تفاوت معنی‌داری را مشاهده نکردند اما در گروه ورزشکاران پرتاب از بالای سر آن‌ها دریافتند که کتف برتر این ورزشکاران چرخش بالایی بیشتری در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطح فرونتال دارد (۶). آن‌ها در توجیه نتایج خود به اصل سازگاری خاص به نیاز تحمیلی<sup>۴</sup> ارجاع دادند و بیان کردند که به دلیل ماهیت ورزشی ورزش‌های پرتاب از بالای سر و اینکه ورزشکاران پرتاب از بالای سر از دست برتر خود بیشتر استفاده می‌کند، کتف آن‌ها با تمرینات و فشارهای ناشی از این تمرینات سازگار شده و منجر به ایجاد چرخش بالایی

### References:

1. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observation on the function of the shoulder joint. *Bone J Surg* 1994; 26:1-31.

2. Ludewig PM, Reynolds JE. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(2): 90-104.
3. Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and

<sup>4</sup> specific adaptation to imposed demand

<sup>5</sup> Winging scapula

<sup>1</sup> Glenoid fossa

<sup>2</sup> Impingement syndrome

<sup>3</sup> Shoulder frozen

- without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999; 29(10): 574-86.
4. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* 2000; 80(3):276-81.
  5. Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *J Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(1): 60-9.
  6. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT. The Comparison of Scapular Upward Rotation and Scapulohumeral Rhythm between Dominant and non-dominant Shoulder in Male Overhead Athletes and Non-athletes. *Man Ther* 2015; 20(6):758-62.
  7. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT. The effect of age on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in healthy people during shoulder abduction. *J Urmia Univ Med Sc.* 2014; 25 (9):803-9. (Persian)
  8. Yoshizaki k, Hamada J, Tamai K, Sahara R, Fujiwara T, Fujimoto T. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18, 756-63.
  9. Warner JJ, Micheli L, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome: A study using Moire topographic analysis. *J Clin Orthop Relat Res* 1992; 285:191-9.
  10. Forte FC, De Castro MP, De Toledo JM, Ribeiro, DC, Loss JF. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – Implications for clinical practice. *J Phys Ther Sport* 2009; 10:105–11.
  11. Ogston JB, Ludewig PM. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *Am J Sports Med* 2007; 35: 1361–70.
  12. Struyf F, Nijs J, Horsten S, Mottram S, Truijten S, Meeusen R. Scapular positioning and motor control in children and adults: A study using clinical measures. *Man Ther* 2011; 16:155-60.
  13. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg* 2009; 91: 378–89.
  14. Fung M, Kato S, Barrance PJ, Elias JJ, McFarland EG, Nobuhara K, Chao EY. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 278–85.
  15. Ribeiro A, Pascoal AG. Resting scapular posture in healthy overhead throwing athletes. *Man Ther* 2013; 18(6):547-50.
  16. Mandalidis DG, McGlone BS, Quigley RF, McInerney D, O'Brien M. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. *J Surg Radiol Anat* 1999; 21: 241–6.
  17. Freedman L, Munro RR. Abduction of the arm in the scapular plane: Scapular and glenohumeral movement - A roentgenographic study. *J Bone Joint Surg* 1966; 48: 1503-10.
  18. Umehara J, Nakamura M, Nishishita S, Tanaka H, Kusano K, Ichihashi N. Scapular kinematic alterations during arm elevation with decrease in pectoralis minor stiffness after stretching in healthy individuals. *J Shoulder Elbow Surg* 2018; 27(7):1214-20.
  19. Kai Y, Gotoh M, Takei K, Madokoro K, Imura T, Murata S, Morihara T, et al. Analysis of scapular kinematics during active and passive arm elevation. *J Phys Ther Sci* 2016; 28(6):1876-82.
  20. Du T, Yanai T. Critical scapula motions for preventing subacromial impingement in fully-tethered front-crawl swimming. *Sports Biomech* 2019; 29:1-21.

# THE EVALUATION OF SYMMETRIC RESTING SCAPULAR POSTURE AND SCAPULOHUMERAL RHYTHM RATIO BETWEEN DOMINANT AND NON-DOMINANT SHOULDERS IN ELDERLY SUBJECTS IN DIFFERENT HUMERAL ABDUCTION ANGLES

Seyed Hossein Hosseinimehr<sup>\*1</sup>, Mehrdad Anbarian<sup>2</sup>

Received: 04 Oct, 2019; Accepted: 27 Dec, 2019

## Abstract

**Background & Aims:** Previous studies have stated that the scapulohumeral rhythm dysfunction can make a person prone to glenohumeral joint pathologies. The purpose of this study was to survey symmetric resting scapular posture and scapulohumeral rhythm ratio between dominant and non-dominant shoulders in elderly subjects in different humeral abduction angles.

**Materials & Methods:** Thirty-five healthy elderly male subjects (age: 60-70 years) participated in this study voluntarily. Two inclinometers were used to measure humeral abduction and scapular upward rotation in scapular resting position, 45, 90, and 135 shoulder abduction in the frontal plane. Subjects performed humeral abduction with dominant and non-dominant shoulders in the frontal plane randomly. The scapulohumeral rhythm was calculated from division humeral abduction to upward rotation of the scapula from scapular resting position to 45°, 90°, and 135° humeral abduction in frontal plane. ANOVA with repeated measure and dependent variable test were used for comparison of differences within-group and effect of independent variables on the scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm ratio. The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

**Results:** ANOVA with repeated measure test ( $2 \times 4$ ) indicated that dominance or non-dominance shoulder and humeral abduction angle had significant effects on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm ratio ( $p < 0.05$ ) as dominance scapula had more upward rotation and less scapulohumeral rhythm ratio. Also, scapula had more upward rotation and less scapulohumeral rhythm ratio with increasing humeral abduction angle ( $p < 0.05$ ). On the other hand, paired-sample test indicated there is no asymmetry between dominant and non-dominant scapula in scapular resting position but there are significant differences in scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm ratio between dominant and non-dominant shoulders in 90° and 135° humeral abduction in the frontal plane ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** It seems that clinicians should be careful in designing special training to prevent shoulder disorders regarding the significant decrease in scapular upward rotation and subsequent increase in scapulohumeral rhythm ratio in the non-dominant shoulders of elderly subjects.

**Keywords:** scapular upward rotation, scapulohumeral rhythm, elderly subjects

**Address:** Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Kurdistan, Iran

**Tel:** 0098-9173034237

**Email:** s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 30(11): 882 ISSN: 1027-3727

<sup>1</sup> Assistant Professor in Sports Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Kurdistan, Iran (Corresponding Author)

<sup>2</sup> Professor in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran