# مقایسه وضعیت و راستای قرارگیری سه بعدی کتف در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه با افراد سالم

*دکتر افسون نودهی مقدم[۱] دکتر اسماعیل ابراهیمی[۲] دکتر مجید عیوضی[۳] دکتر مهیار صلواتی[۱]

**چکیده**

**هدف:** سندرم گیرافتادگی از جمله شایعترین اختلالات شانه می‌باشد که ۶۵-۴۴درصد کلیه موارد دردهای شانه را شامل می‌شود. این عارضه به دلایل مختلفی ایجاد می‌شود. تغییر شکل‌های آناتومیکی قوس کوراکواکرومیون یا سر استخوان بازو، ضعف یا فرسایش تاندونهای روتیتورکاف، سفتی کپسول خلفی، تغییر کینماتیک شانه و تغییرات وضعیتی و کنترل حرکتی نامناسب کتف از جمله عوامل ایجاد کننده این سندرم می‌باشد.

هدف این مطالعه بررسی مقایسه‌ای وضعیت و راستای سه بعدی کتف در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی و افراد سالم در حین بالا بردن بازو در صفحه استخوان کتف می‌باشد.

**روش بررسی:** در این مطالعه تحلیلی (مقایسه‌ای) که به صورت مورد - شاهد انجام شد ۱۷ بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی با میانگین سنی ۴۳/۸۲ سال و ۱۷ فرد سالم با میانگین سنی ۴۴/۰۵ سال که به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده انتخاب شده بودند مورد مقایسه قرار گرفتند. افراد منتخب پس از اطلاع کامل از روش تحقیق فرم رضایت نامه کتبی را امضاء نمودند. دستگاه آنالیز حرکتی (Kinemetrix) برای اندازه‌گیری جهت قرارگیری (زوایای چرخش به سمت بالا، تیلت خلفی و چرخش داخلی کتف) و وضعیت کتف (وضعیت بالا، پایین و داخلی و خارجی کتف) در زوایای بازو در کنار بدن و ابداکشن°۴۵،°۹۰،°۱۲۰ و دامنه حرکتی کامل در صفحه استخوان کتف مورد استفاده قرار گرفت.

**یافته‌ها:** زاویه چرخش بسمت بالای کتف در زوایای°۹۰ و°۱۲۰ در گروه بیمار کاهش معنی‌داری را نسبت به افراد سالم نشان داد ($P < ۰/۰۵$).

زاویه تیلت خلفی در زوایای°۴۵،°۹۰،°۱۲۰ و دامنه حرکتی کامل کاهش معنی‌داری را نسبت به افراد سالم نشان داد ($P<۰/۰۵$).

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که تغییر کینماتیک استخوان کتف جنبه مهمی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی می‌باشد. کاهش چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی کتف که در این بیماران دیده شده بایستی در توانبخشی بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در نظر گرفته شود.

**کلید واژه‌ها:** سندرم گیرافتادگی شانه / کینماتیک شانه / روتیتورکاف / کتف

۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۲- دکترای فیزیوتراپی، استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران
۳- ارتوپد، دانشیار دانشگاه علوم پزشکی ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۸۴/۱۱/۲۱
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۳/۲۰

*آدرس نویسنده مسئول:
تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی - گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۲۲۴۲۳۲۵۰ داخلی ۲۳۶
* E-mail: afsoonnodehi@yahoo.com



Archive of SID
www.SID.ir

## مقدمه

سندرم گیرافتادگی (Impingement syndrome) ازشایعترین اختلالات شانه می‌باشد که ۶۵-۴۴ درصد کلیه موارد دردهای شانه را شامل می‌شود(۱). مشکلات عضلات روتیتورکاف می‌تواند عامل ۳۰٪ موارد دردهای شانه که به پزشکان مراجعه می‌کنند باشد(۲).

علاوه بر این شیوع بالای سندرم گیرافتادگی (۴۰٪ -۱۴٪) در مشاغل خاصی مثل کارگران جوشکاری یا ساختمانی گزارش شده است. اکثریت افراد مبتلا به این سندرم که سن آنها زیر ۶۰ سال می‌باشد علائم خود را مربوط به فعالیتهای شغلی یا ورزشی که در آنها حرکات مکرر در سطح بالای سر وجود دارد می‌دانند(۳، ۲). همچنین در برخی رشته‌های ورزشی مثل بیسبال، والیبال، تنیس و شنا، به علت حرکات مکرر بالای سر این سندرم شایع می‌باشد (۴).

اصطلاح سندرم گیرافتادگی اولین بار توسط نیبر در سال ۱۹۷۲ به عنوان فشردگی مکانیکی عضلات سوپرااسپیناتوس و سر بلند عضله دو سر بازویی در زیر قوس آکرومیون شرح داده شد (۵).

او ۹۵٪ ضایعات روتیتورکاف و همه موارد پاتولوژی گیرافتادگی را به آکرومیون نسبت می‌داد(۵). در حالیکه امروزه پس از گذشت ۳۰ سال افراد متعددی ادعای اولیه نیبر را زیر سوال برده‌اند(۸-۶). در واقع به نظر می‌رسد که محل‌های مختلفی برای گیرافتادگی و علل زیادی در ایجاد آن وجود داشته باشد.

این عارضه به دلایل مختلفی از جمله: تغییر شکل‌های آناتومیکی قوس کوراکواکرومیون یا سر استخوان بازو، ضعف یا فرسایش تاندونهای روتیتورکاف، سفتی کپسول خلفی، تغییر کینماتیک شانه، تغییرات وضعیتی (پاسچرال) و کنترل حرکتی نامناسب کتف ایجاد می‌شود(۱۰، ۹).

وضعیت قرارگیری کتف روی عملکرد شانه تأثیر دارد. همچنین حرکت غیرطبیعی کتف با ایجاد اختلال عملکردی مکانیکی می‌تواند منتهی به سندرم گیرافتادگی گردد(۱۱).

استخوان کتف بصورت سه بعدی حرکت می‌کند. در مطالعات سه بعدی حرکات تیلت قدامی ـ خلفی (حول یک محور تقریباً موازی با خارکتف) و چرخش بسمت داخل ـ خارج (حول یک محور تقریباً عمودی) و چرخش بسمت بالا و پایین (حول یک محور عمود بر صفحه استخوان کتف) مورد بررسی قرار می‌گیرد(۱۲).

وویت بیان می‌دارد که در حین فعالیتهایی که اندام فوقانی تا بالای سطح شانه حرکت می‌کند، کتف بایستی به بالا بچرخد تا از تماس آکرومیون با روتیتورکاف جلوگیری کند. در واقع چرخش و حرکت انتقالی بسمت بالای کتف لازمند تا اینکه آکرومیون را بسمت بالا رانده، احتمال گیرافتادگی قوس کوراکواکرومیون را کاهش دهد(۱۳).

کاهش میزان چرخش به سمت بالای کتف می‌تواند فضای زیر آکرومیون را تنگ نموده، احتمال گیرافتادگی را افزایش دهد(۱۴). همچنین کاهش تیلت خلفی کتف موجب می‌شود که توبروزیته بزرگ به سطح قدامی آکرومیون نزدیک شده، بنابراین موجب کم شدن فضای زیر آکرومیون گردد(۱۵).

کیبلر بیان می‌کند که ثبات دهنده‌های تحتانی استخوان کتف (سراتوس انتریور، تراپزیوس میانی و تحتانی) بیشتر از همه دچار ضعف یا مهار می‌گردند. سراتوس انتریور و تراپزیوس تحتانی زوج نیروی مهمی هستند که آکرومیون را بالا می‌برند. اگر بخشی از این زوج نیرو به علت خستگی یا فلج عصب مربوطه از کار بیفتد حرکت غیر طبیعی حاصل خواهد گردید(۱۶).

از آنجا که دردهای شانه از شیوع نسبتاً زیادی برخوردار هستند و سندرم گیرافتادگی یکی از شایعترین علل آن می‌باشد، مقایسه وضعیت سه بعدی کتف در بیماران با افراد سالم به منظور تعیین متغیرهای دخیل اهمیت می‌یابد و با توجه به اینکه چنین مقایسه‌ای درکشورمان کمتر انجام شده و حتی در سایر کشورها نیز در زوایای مختصرتری انجام گردیده است، مطالعه حاضر با بررسی ۲ زاویه بیشتر نسبت به مطالعات قبلی (°۴۵ و °۱۲۰) انجام گرفته است.

هدف از انجام این تحقیق بررسی مقایسه‌ای وضعیت و راستای سه بعدی کتف در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی و افراد سالم در حین بالا بردن بازو در صفحه استخوان کتف در دو حالت آزاد و همراه با وزنه در زوایای صفر درجه (بازو کنار بدن)، ۴۵ درجه، ۹۰ درجه، ۱۲۰ درجه و دامنه حرکتی کامل می‌باشد.

## روش بررسی

این مطالعه به روش تحلیلی (مقایسه‌ای) و از نوع مورد - شاهد می‌باشد.

به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده، هفده بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی (۱۰ مرد، ۷ زن) با میانگین سنی (۱۴/۴۹±۴۴/۰۵) سال، میانگین وزن (۹/۶۸±۷۲/۶۴) کیلوگرم ومیانگین قد(۱۲/۰۲±۱۷۱/۵۲) سانتی‌متر با تشخیص پزشک متخصص ارتوپدی در این مطالعه شرکت نمودند.همچنین ۱۷ فرد سالم با میانگین سنی (۱۳/۸۹±۴۳/۸۲)، میانگین وزن (۹/۷۹±۶۶/۲۹) ومیانگین قد (۶/۵۷±۱۶۸/۱۷) که از نظر متغیرهای سن و جنسیت مشابه گروه بیماران بوده و به روش جورکردن انتخاب شده بودند با گروه بیماران مورد مقایسه قرار گرفتند(جدول ۱).



Archive of SID
www.SID.ir

معیارهای حذف نمونه‌ها عبارت بود از: شروع علائم به دنبال ضربات، در رفتگی مفاصل گلنوهومرال و اکرومیوکلاویکولار، سابقه جراحی، شکستگی، بدخیمی و ناپایداری شانه، ابتلا به سندرم‌های درد گردنی، بیماریهای نورولوژیکی، روماتیسمی، دیابت و افسردگی(۱۵).

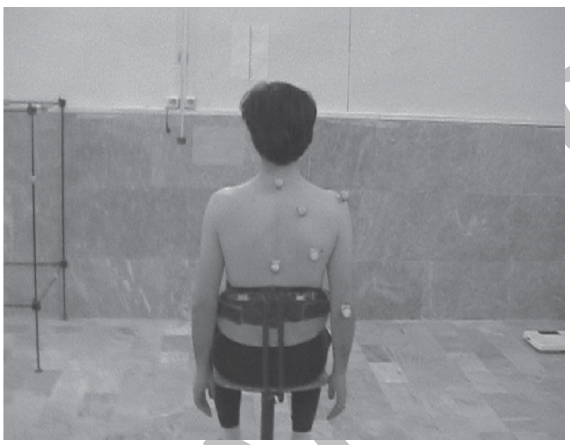
روش کار به این ترتیب بود که افراد پس از پیوستن به طرح پژوهشی، پرسشنامه‌های حاوی اطلاعات زمینه‌ای و موارد حذف نمونه‌ها را از طریق مصاحبه پر نموده وفرم رضایت نامه کتبی را پس از آگاهی کامل از روش تحقیق امضا می‌نمودند. برای ارزیابی درد و ناتوانی عملکردی بیماران از پرسشنامه شدت درد و ناتوانی استفاده گردید.

دستگاه آنالیز حرکتی(kinemetrix) برای تعیین وضعیت و جهت قرارگیری سه بعدی کتف و گونیا متر استاندارد برای اندازه گیری زوایا مورد استفاده قرار گرفت(شکل۱).

برای انجام آزمون پس از کالیبره کردن دستگاه، فرد پشت به سه دوربین آن، روی صندلی خاصی که برای تست تهیه شده بود می‌نشست. صندلی به گونه ای طراحی شده بود که پشتی آن در حد ناحیه کمر فرد قرار می‌گرفت و توسط نوارهای ولکرو، فرد از جلو کاملاً به صندلی بسته می‌شد تا در هنگام بالا بردن بازو، حرکت در نواحی دیگری به غیر از شانه صورت نگیرد. سه دوربین دستگاه در ترتیبی چتری شکل که محل آنها هنگام کالیبره کردن دستگاه تعیین شده بود قرار داده شد و با علامت‌گذاری محل قرارگیری پایه‌های دوربین‌ها، این وضعیت قرارگیری برای کلیه آزمودنی‌ها یکسان گردید. سپس در حالیکه دستهای فرد در کنارش آویزان بود مارکرهای منعکس کننده دستگاه توسط چسب‌های دو طرفه روی نقاط زاویه تحتانی و خار استخوان کتف، زاویه خلفی آکرومیون، زائده خاری مهره هفتم گردنی، زائده خاری مهره هفتم پشتی و زائده اوله کرانون چسبانیده می‌شد. لازم به ذکر است که نقاط فوق الذکر از طریق لمس پیدا و مارکرها روی آنها نصب می‌شدند(شکل ۲). سپس با فرکانس ۵۰ هرتز و آستانه ۵۰ و مدت زمان یک ثانیه تصاویر سه بعدی مارکرها توسط دستگاه آنالیز حرکتی ثبت می‌شد. در مرحله بعد اندام مورد نظر در صفحه استخوان کتف (۳۰ درجه قدام نسبت به صفحه فرونتال) در زاویه ۴۵ درجه قرار داده می‌شد. زوایای فوق الذکر توسط گونیامتر استاندارد اندازه گیری می‌شد. سپس در حالیکه از فرد خواسته می‌شد این وضعیت را حفظ نماید، مجدداً نقاط استخوانی نام برده شده از طریق لمس پیدا شده و مارکرها روی آن چسبانیده می‌شد و ثبت سه بعدی مارکرها انجام می‌گردید. کلیه این مراحل در زوایای ۹۰ درجه، ۱۲۰ درجه و دامنه حرکتی کامل تکرار می‌شد یعنی هر زاویه با گونیامتر مشخص می‌گردید و نقاط استخوانی مورد نظر مجدداً لمس و مارکر روی آن نصب می‌گردید. لازم به ذکر است که در فواصل اندازه گیری استراحت کافی به فرد داده می‌شد.

شکل (۱)

شکل (۲)



برای اندازه‌گیری سه بعدی فواصل مارکرها طبق تعاریف مدنظر، برنامه محاسباتی در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران طراحی و نوشته شد. این برنامه با نام اسمارکر (SMarker) قادر است تا فواصل و پارامترهای مورد نیاز این تحقیق را محاسبه نماید. ورودی این برنامه فایل داده‌های کینماتریکس (kinemetrix) از سیستم تصویر برداری حرکت بوده که داده‌های خام موقعیت مارکرها را شامل می‌شد. بعد از بازیابی فایل داده‌ها در برنامه اسمارکر یک لحظه (frame) از داده‌ها استخراج شده روی نمودار نشان داده می‌شد تا توسط کاربر مارکرها نامگذاری گردد.

در این مرحله مارکرهای مهره‌های هفتم گردنی و پشتی، ریشه خار، زاویه تحتانی و آکرومیون مشخص می‌شد. در مرحله بعد سه بردار مهره



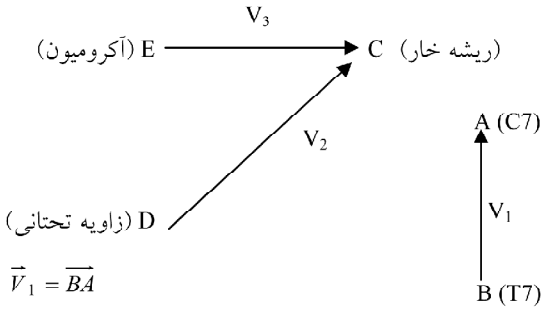
Archive of SID
www.SID.ir

هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی، ریشه خارکتف- زاویه تحتانی و ریشه خارکتف - آکرومیون از روی مختصات نقاط ابتدا و انتها محاسبه می‌شد. 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 خارکتف در صفحه فرونتال تحت عنوان زاویه چرخش خارجی، همچنین زاویه بین بردار مهره هفتم گردنی- مهره هفتم پشتی و بردار زاویه تحتانی - ریشه خارکتف درصفحه ساژیتال تحت عنوان زاویه چرخش داخلی تعریف می‌شد. همچنین مرکز هندسی کتف از روی سه مارکر متصل به آن مطابق فرمول زیر محاسبه می‌شد.

$$\text{Scent} = \frac{C + D + E}{3}$$

که در آن هر کدام از متغیرها مختصات سه بعدی مارکرها می‌باشد و Scent مرکز کتف می‌باشد. فاصله عمودی بین مرکز هندسی نسبت به خطی که از مهره هفتم گردنی می‌گذرد تحت عنوان وضعیت فوقانی - تحتانی کتف و همچنین فاصله افقی بین مرکز هندسی و خطی که از مهره هفتم گردنی می‌گذرد بنام وضعیت داخلی - خارجی کتف نامگذاری می‌شد.

به عنوان مثال، نامگذاری بردارها برای محاسبه زاویه چرخش بسمت بالای کتف بصورت زیر می‌باشد: (لازم به ذکر است که سایر متغیرهای مورد مطالعه نیز بطریقه مشابهی محاسبه شده‌اند).




$$\vec{V}_1 = \overrightarrow{BA}$$

$$\vec{V}_2 = \overrightarrow{DC}$$

$$\vec{V}_3 = \overrightarrow{EC}$$

$$\text{Upward Rotation} = \text{Cos}^{-1}\left[\frac{\vec{V}_1 . \vec{V}_2}{\left|\vec{V}_1\right|\left|\vec{V}_2\right|}\right]$$

جهت آنالیزهای آماری نتایج کسب شده، از آزمونهای آنالیز واریانس، پرتی تست و تی تست استفاده شد.

## یافته ها

مشخصات نمونه‌های مورد پژوهش در دو گروه در جدول (۱) نشان داده شده است که در آن علاوه بر سن، وزن و قد هر دو گروه، مدت بیماری، شدت درد و شدت ناتوانی گروه بیمار نیز بصورت کمی در آن ذکر شده است.

جدول ۱ـ متغیرهای کمّی مورد بررسی در دو گروه سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی

| ردیف | متغیر و واحد اندازه‌گیری آن | میانگین | | انحراف معیار | | واریانس | | دامنه | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | سالم | بیمار | سالم | بیمار | سالم | بیمار | سالم | بیمار |
| ۱ | سن (سال) | ٤٣/٨٢ | ٤٤/٠٥ | ١٣/٨٩ | ١٤/٤٩ | ١٩٣/١٥ | ٢١٠/٠٥ | ٢٤-٦٧ | ٢٣-٦٦ |
| ۲ | وزن (کیلوگرم) | ٦٦/٢٩ | ٧٢/٦٤ | ٩/٧٩ | ٩/٦٨ | ٩٥/٩٧ | ٩٣/٨٦ | ٥٠-٨٥ | ٥٣-٨٧ |
| ۳ | قد (سانتیمتر) | ١٦٨/١٧ | ١٧١/٥٢ | ٦/٥٧ | ١٢/٠٢ | ٤٣/٢٧ | ١٤٤/٦٤ | ١٧٨-١٥٧ | ١٥٢-١٩٥ |
| ٤ | مدت بیماری (ماه) | – | ٨/٠٥ | | ٦/٩٣ | | ٤٨/٠٥ | – | ٢-٢٤ |
| ٥ | شدت درد | – | ٣٩/٠٥ | | ١٥/٢٦ | | ٢٣٣/٠٥ | – | ١٨-٧٠ |
| ٦ | شدت ناتوانی | – | ٢٠/٤١ | | ١٠/٣٥ | | ١٠٧/٢٩ | – | ٧-٣٧ |

خلاصه نتایج حاصله از بررسی مقایسه‌ای متغییرهای کینماتیکی در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی بدین شرح می‌باشد: مطابق با جداول۲ تا ۴ هنگامی‌که‌اندام فوقانی از وضعیتی که کنار بدن قرار داشت تا دامنه حرکتی کامل در صفحه استخوان کتف بالا برده می‌شد زوایای چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی کتف افزایش یافته، درحالیکه زاویه چرخش بسمت داخل و جابجایی بالا به پایین و جابجایی داخلی - خارجی کاهش می‌یافت.

هنگامی‌که‌اندام از کنار بدن تا دامنه حرکتی کامل در صفحه استخوان



Archive of SID
www.SID.ir

کتف بالا برده می‌شد استخوان کتف یک الگوی چرخش بسمت بالا و خارج و تیلت خلفی را نشان داده همچنین بسمت بالا و داخل نیز جابجا می‌شد.

کاهش معنی‌داری بین میزان زاویه چرخش بسمت بالای کتف در سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در هنگام قرار دادن اندام فوقانی در دو حالت آزاد و با وزنه در زوایای ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه از دامنه حرکتی نسبت به همان سمت افراد سالم وجود داشت. (مقادیر P-Value در جدول آمده است).

همچنین کاهش معنی‌داری بین میزان زاویه تیلت خلفی کتف سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در زاوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه، ۱۲۰ درجه و دامنه حرکتی کامل در دو حالت آزاد و با وزنه نسبت به همان سمت افراد سالم وجود داشت.

هیچگونه تفاوت معنی‌داری بین مقادیر زاویه چرخش داخلی و جابجایی‌های بالا - پایین و داخلی - خارجی کتف در زوایای بازو در کنار بدن، ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه و دامنه حرکتی کامل بین دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی وجود ندارد. مشروح نتایج این اندازه‌گیریها در جداول ۲ تا ۴ آمده است.

مقادیر میانگین ضرایب همبستگی متغیرهای مورد مطالعه در طی جلسات اول و دوم در دامنه ۰/۹۲-۰/۸۴ ودر روش عدم تغییر مارکر در دامنه ۰/۷۷-۰/۵۴ قرار می‌گیرد.

جدول۲ ـ مقایسه زاویه چرخش بسمت بالای استخوان کتف در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی

| ردیف | متغیر | نوع آزمون | میانگین | | انحراف معیار | | سطح معنی‌داری «مقدار احتمال» | نتیجه |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | سالم | بیمار | سالم | بیمار | | |
| ۱ | زاویه چرخش بسمت بالای کتف (کنار بدن) | بدون‌وزنه | ۱۵/۰۶ | ۱۳/۲۳ | ٦/٦٤ | ۳/۷۸ | ۰/۳۳ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۱۵/۰۸ | ۱۲/۹۹ | ٦/۳۹ | ۳/۹٤ | ۰/۲٦ | معنی‌دار نیست |
| ۲ | زاویه چرخش بسمت بالای کتف (٤٥درجه) | بدون وزنه | ۲۲/۵۷ | ۲۱/۲۱ | ٦/٤۱ | ۵/۱۹ | ۰/۵۰ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۲۲/۸۹ | ۲۱/۳٤ | ٦/٦۰ | ۵/۲۹ | ۰/٤۵ | معنی‌دار نیست |
| ۳ | زاویه چرخش بسمت بالای کتف (۹۰درجه) | بدون وزنه | ۳۱/۳۳ | ۲۷/٤۹ | ۵/٤۰ | ٤/۸۳ | ۰/۰۳ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ۳۲/۲۰ | ۲۷/۹۱ | ۵/۱۲ | ۵/٤۹ | ۰/۰۲ | اختلاف معنی‌دار |
| ٤ | زاویه چرخش بسمت بالای کتف (۱۲۰درجه) | بدون وزنه | ۳۸/۳۸ | ۳٤/۷۲ | ۵/۸۳ | ۳/۸۱ | ۰/۰۳ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ۳۹/۱۱ | ۳۵/٦٦ | ۵/٤۱ | ٤/۰۸ | ۰/۰٤ | اختلاف معنی‌دار |
| ۵ | زاویه چرخش بسمت بالای کتف (دامنه‌کامل) | بدون وزنه | ٤۹/۱۱ | ٤٦/۲۲ | ۷/۰۵ | ۳/۵۵ | ۰/۱٤ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ٤۹/٤۷ | ٤٦/۷۹ | ٦/۷۷ | ۳/۸۰ | ۰/۱٦ | معنی‌دار نیست |

جدول۳ ـ مقایسه زاویه تیلت خلفی استخوان کتف در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی

| ردیف | متغیر | نوع آزمون | میانگین | | انحراف معیار | | سطح معنی‌داری «مقدار احتمال» | نتیجه |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | سالم | بیمار | سالم | بیمار | | |
| ۱ | زاویه تیلت خلفی کتف (کنار بدن) | بدون وزنه | ٤/۵۱ | ۳/۱۸ | ۲/۱۹ | ۲/۹٤ | ۰/۱٤ | معنی‌دارنیست |
| | | با وزنه | ۳/۸٦ | ۳/۰۷ | ۱/٦۳ | ۳/٤۳ | ۰/۳۹ | معنی‌دارنیست |
| ۲ | زاویه تیلت خلفی کتف (٤٥ درجه) | بدون وزنه | ۱۲/۱۵ | ۸/۳۹ | ٤/۵۷ | ٤/۸۵ | ۰/۰۲ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ۱۲/۰۳ | ۸/۵٤ | ٤/۳۰ | ۵/٦۳ | ۰/۰۵ | اختلاف معنی‌دار |
| ۳ | زاویه تیلت خلفی کتف (۹۰ درجه) | بدون وزنه | ۲۳/۸٦ | ۱۸/٤۹ | ۵/٦٦ | ۷/۱۹ | ۰/۰۲ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ۲۳/۸۸ | ۱۸/۷۸ | ٦/٦۲ | ۷/۷٦ | ۰/۰٤ | اختلاف معنی‌دار |
| ٤ | زاویه تیلت خلفی کتف (۱۲۰ درجه) | بدون وزنه | ۳۲/۱۰ | ۲۸/٦۳ | ۵/٤٦ | ۳/۹۲ | ۰/۰٤ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ۳۳/۳۸ | ۲۹/۸۰ | ٦/۳٤ | ٤/۰۵ | ۰/۰۵ | اختلاف معنی‌دار |
| ۵ | زاویه تیلت خلفی کتف (دامنه کامل) | بدون وزنه | ٤۱/۵۸ | ۳٦/۵۱ | ٦/٦۵ | ٤/٦۷ | ۰/۰۱ | اختلاف معنی‌دار |
| | | با وزنه | ٤۱/۱۹ | ۳۷/٦۱ | ۵/۸۷ | ۳/۰۸ | ۰/۰۳ | اختلاف معنی‌دار |



www.SID.ir

جدول ۴ ـ مقایسه زاویه چرخش داخلی استخوان کتف در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی

| ردیف | متغیر | نوع آزمون | میانگین | | انحراف معیار | | سطح معنی‌داری «مقدار احتمال» | نتیجه |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | سالم | بیمار | سالم | بیمار | | |
| ۱ | زاویه چرخش داخلی کتف (کنار بدن) | بدون وزنه | ۳۵/۱۰ | ۳۵/۸۶ | ۳/۵۳ | ٤/۲۲ | ۰/۵۷ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۳۵/٤۹ | ۳۵/۹٤ | ۳/۷۹ | ۳/۵٤ | ۰/۷۲ | معنی‌دار نیست |
| ۲ | زاویه چرخش داخلی کتف (٤۵ درجه) | بدون وزنه | ۳٦/۵۲ | ۳۷/۲۷ | ٤/٦۸ | ٤/۸۲ | ۰/٦٤ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۳۷/۲۲ | ۳۸/۸۲ | ٤/۲٤ | ۵/۷۲ | ۰/۳٦ | معنی‌دار نیست |
| ۳ | زاویه چرخش داخلی کتف (۹۰ درجه) | بدون وزنه | ۳٦/۵۷ | ۳۸/۰۲ | ٤/۰۲ | ٦/۲۳ | ۰/٤۲ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۳۷/٦۵ | ۳۸/٦۳ | ۳/۲۷ | ٦/٤۳ | ۰/۵۸ | معنی‌دار نیست |
| ٤ | زاویه چرخش داخلی کتف (۱۲۰ درجه) | بدون وزنه | ۳۳/۷۹ | ۳٤/٤٦ | ۳/٦۷ | ٦/۸۱ | ۰/۸٦ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۳٤/۷٦ | ۳۵/۷۰ | ۵/٤۰ | ٦/۸۷ | ۰/٦۲ | معنی‌دار نیست |
| ۵ | زاویه چرخش داخی کتف (دامنه کامل) | بدون وزنه | ۲٤/۲۹ | ۲٦/۱۵ | ٦/۹۷ | ٦/۳٦ | ۰/٤۸ | معنی‌دار نیست |
| | | با وزنه | ۲۲/۵۵ | ۲٤/۸۰ | ۷/۳۳ | ۷/۰۵ | ۰/٤۷ | معنی‌دار نیست |

## بحث

بطور کلی نتایج تحقیق نشان می‌دهد که استخوان کتف در هنگام حرکت استخوان بازو در دو گروه سالم و بیمار ودر دوحالت با و بدون وزنه یک الگوی کلی چرخش بسمت بالا و خارج و افزایش تیلت خلفی را نشان می‌دهد. همچنین در وضعیت کمی بالا و داخل قرار می‌گیرد.

لودویگ در بررسی سه بعدی استخوان کتف به این نتیجه رسید که با افزایش زاویه بالا بردن بازو، کتف تدریجاً یک الگوی افزایش چرخش به سمت بالا، کاهش چرخش داخلی و حرکت از تیلت قدامی به سمت تیلت خلفی را دنبال می‌کند(۱۴). که مشابه با الگوی بدست آمده در تحقیق کنونی در دو گروه افراد سالم و بیمار می‌باشد.

مشابه با تحقیق کنونی لوکایزویک در بررسی راستا و وضعیت سه بعدی استخوان کتف در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در سه زاویه کنار بدن، ۹۰ درجه و دامنه حرکتی کامل، الگوی کلی افزایش چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی و کاهش چرخش بسمت داخل را در حین بالا بردن بازو گزارش نموده است(۱۵).

همانگونه که اشاره گردید میزان زاویه چرخش بسمت بالای استخوان کتف در سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نسبت به همان سمت افراد سالم در زوایای ۹۰ و ۱۲۰ درجه کاهش معنی‌داری را نشان می‌دهد ($P<0/05$). بنظر می‌رسد که در دامنه میانی حرکت (۶۰ تا ۱۲۰ درجه) که تقریباً دامنه قوس دردناک (که در برخی بیماران سندرم گیرافتادگی دیده می‌شود) می‌باشد کاهش چرخش بسمت بالای استخوان کتف وجود داشته باشد در حالیکه در دامنه حرکتی کامل تفاوتی بین افراد سالم و گروه بیمار وجود ندارد. در توجیه کاهش چرخش بسمت بالای کتف در این زوایا می‌توان به مطالعات ذیل اشاره نمود:

گریچین کاهش سه میلیمتری فاصله آکرومیون تا استخوان بازو را در بیماران دچار سندرم گیرافتادگی در مقایسه با گروه کنترل سالم در حین ابداکشن ایزومتریک ۹۰ درجه مفصل گلنوهومرال نشان داده است (۱۷).

همچنین نوردت (۱۹۹۹) نشان داد که فشار و نیروی تماسی در حین ابداکشن گلنوهومرال افزایش می‌یابد که بالاترین مقدار آن در دامنه میانی حرکت است. بنابراین ایجاد این تغییرات در فضای زیر آکرومیون با افزایش جابجایی بسمت بالا و جلوی سر استخوان بازو تشدید شده، می‌تواند منجر به فشردگی مکانیکی بافتهای زیر آکرومیون در حین حرکت گلنوهومرال گردد( ۱۸).

بنابراین از آنجاییکه بیشترین میزان فشار و نیروی تماسی در دامنه میانی ابداکشن گلنوهومرال می‌باشد و از طرفی کاهش فضای زیر آکرومیون در بیماران با سندرم گیرافتادگی اثبات شده است، تشدید تغییرات کینماتیکی در دامنه میانی(۶۰ تا ۱۲۰ درجه) که در تحقیق کنونی در زوایای ۹۰ و ۱۲۰ درجه دیده شده است قابل توجیه می‌باشد.



Archive of SID
www.SID.ir

لوکایزویک در بررسی وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در سه وضعیت اندام در کنار بدن، ۹۰ درجه و دامنه حرکتی کامل تفاوت معنی‌داری را در میزان زاویه چرخش بسمت بالا در دو گروه افراد سالم و بیمار پیدا ننمود(۱۵).

مشابه تحقیق فوق در تحقیق کنونی نیز تفاوت معنی‌داری تا زاویه ۹۰ درجه پیدا نشد. در تحقیق کنونی زوایای بیشتری (۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه و دامنه کامل) مورد بررسی قرار گرفت. در واقع به علت اهمیت دامنه میانی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی دو زاویه ۴۵ درجه و ۱۲۰ درجه نیز علاوه بر زوایای مورد مطالعه در تحقیق لوکایزویک در نظر گرفته شد.

در تحقیق لوکایزویک بر خلاف تحقیق کنونی تفاوت معنی‌داری در میزان چرخش بسمت بالای کتف در زاویه ۹۰ درجه در دو گروه سالم و بیمار پیدا نشد. البته در تحقیق وی نیز مقادیر میانگین چرخش بسمت بالا در گروه بیمار کمتر از افراد سالم بود. او علت این مسئله را بخاطر تعدادکم نمونه‌های خود ذکر می‌کند. در واقع او مطرح می‌کند با توجه به اهمیت زیاد چرخش کتف بسمت بالا حتی کاهش جزئی آن نیز می‌تواند مهم تلقی گردد. وی معتقد بود اگر تعدا نمونه‌ها در هر گروه بیشتر انتخاب می‌شد شاید این تفاوت معنی‌دار می‌گردید.

همچنین در تحقیق کنونی وضعیت و راستای قرارگیری استخوان کتف در زوایای فوق‌الذکر همراه با وزنه‌ای که به مچ افراد بسته می‌شد نیز ارزیابی گردید در واقع یکی از دلایل انتخاب وزنه این بودکه شاید تحت بار اعمال شده روی اندام تغییرات کینماتیکی احتمالی بارزتر گردد.

لودویگ در مقایسه فعالیت عضلانی در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در سه دامنه حرکتی ۶۰-۳۱ درجه، ۹۰-۶۱ درجه و ۱۲۰-۹۱ درجه، کاهش فعالیت الکترومیوگرافی عضله سراتوس انتریور را در کلیه دامنه‌های فوق الذکر در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نشان داده است (۱۹).

تفاوت معنی‌داری بین میزان زاویه تیلت خلفی سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نسبت به همان سمت افراد سالم در زوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه، ۱۲۰ درجه و دامنه حرکتی کامل وجود دارد یا به عبارتی می‌توان گفت که کتف گروه بیماران نسبت به افراد سالم در وضعیت با تیلت قدامی‌بیشتری قرار می‌گیرد. این الگو می‌تواند در بیماران با سندرم گیرافتادگی، قدام آکرومیون را در تماس نزدیکتر با تاندونهای روتیتورکاف قرار دهد. تیلت خلفی جلوی آکرومیون را بالا می‌برد که در واقع برای جلوگیری از گیرافتادگی نواحی فوق‌الذکر در هنگام بالا بردن بازو مهم می‌باشد(۱۵).

برتنوت در بررسی تأثیر پروترکشن و ریترکشن کتف روی پهنای فضای زیر آکرومیون به این نتیجه رسید که در حین ریترکشن شانه، که بنظر می‌رسد جزئی از تیلت خلفی باشد، فضای آکرومیون در مقایسه با پروترکشن شانه افزایش می‌یابد، بنابراین باز هم نقش مهم تیلت خلفی در کینماتیک طبیعی شانه تأیید می‌گردد(۲۰).

لوکایزویک نیز مشابه تحقیق کنونی در بررسی وضعیت و راستای سه بعدی بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی کاهش تیلت خلفی را در هنگام قرارگیری اندام فوقانی در سطح افقی (زاویه ۹۰ درجه) و دامنه حرکتی کامل گزارش نمود(۱۵).

لودویگ در بررسی تغییرات کینماتیک شانه در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در دامنه ۱۲۰-۹۱ درجه، تیلت قدامی‌بیشتری را در گروه بیماران گزارش نموده است که مشابه نتایج حاصله از تحقیق کنونی در دو زاویه ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه می‌باشد(۱۹).

علل کاهش تیلت خلفی می‌تواند مربوط به سفت شدن (کوتاهی) شدید عضله پکتورالیس مینور یا عدم تحرک کلی استخوان کتف و همچنین کاهش فعالیت بخش تحتانی عضله سراتوس انتریور باشد(۱۹، ۱۵).

عضله پکتورالیس مینور باعث تیلت قدامی استخوان کتف می‌شود و در واقع از طریق اتصال به زائده کوراکوئید آن را بسمت جلو و پایین می‌کشد. بنابراین در مواقعی که این عضله سفت یاکوتاه می‌شود. با قرار دادن کتف در وضعیت تیلت قدامی، باعث کاهش دامنه تیلت خلفی خواهد شد. همچنین کوتاهی پکتورالیس مینور باعث می‌شود که به علت قرار گرفتن کتف در وضعیت تیلت قدامی استخوان کتف نتواند در حین فلکشن بسمت بالا بچرخد(۲۱).

علت احتمالی دیگر کاهش تیلت خلفی می‌تواندکاهش فعالیت بخش تحتانی عضله سراتوس انتریور باشد که توسط پری بیان شد(۲۲).

## نتیجه‌گیری

فعالیتهای مکرر بالای سطح شانه در محیط کار یا ورزش و ایجاد ضربات میکروسکوپی مکرر می‌تواند منجر به خستگی و اختلال ثبات دهنده‌های دینامیک مفاصل گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک شده، باعث ایجاد یا پیشرفت علائم سندرم گیرافتادگی شوند.

در واقع نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که تغییر کینماتیک استخوان کتف از جنبه مهمی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی برخوردار می‌باشد. کاهش چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی کتف که در این بیماران دیده شده بایستی در توانبخشی بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی در نظر گرفته شود.



Archive of SID
www.SID.ir

منابع:

1- Vander windt DA, koes BW. Shoulder disorders in general Practice: Incidence, Patient characteristics and management. Ann Rheum Dis 1995; 54: 959-964
2- Hagberg M, wegman DH, Prevalance rates and odd ratios of shoulder-Neck diseases in different occupational groups. Br J and Med 1987; 44: 602-610
3- Herbers P, kadefors R. Shoulder Pain in Industry: an epidemiological study on welders. Acta orthop scand 1981; 52: 299-306
4- Mahaffey BL, Smith PA. Shoulder Instability in young athletes. American family physician 1999; 59 (10): 2773-2782
5- Neer CS. Impingement Lesions. Clinical orthopaedic 1983; 173: 70-77
6- Jobe C M. superior glenoid impingement. Orthop clinics of North 1977; 282: 137-143
7- Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. American Journal of Sports Medicine 1998; 26 (2): 325-337
8- Riand N, Levighe C, ranaud E. Results of derotational humeral osteotomy in posterior glenoid Impingement. American Journal of sports Medicine 1998; 26 (3): 453-456
9- Michener LA, Mcclure PW, karduna AR. Anatomical and biomechanical Mechanisms of subacromial Impingement syndrome. Clinical biomechanics 2003; 18: 369-379
10- Lewis JS, Green AS, Dekel SH. The Etiology of Subacromial Impingement syndrome. Physiotherapy 2001; 87: 87-89
11- Voight ML, Thomson BC. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. Journal of Athletic training 2000; 35(3): 364-373
12- Borstad JD, Ludewig PM, comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. clinical Biomechanics 2002; 17: 650-659
13- Voight ML, Thomson BC. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. Journal of Athletic training 2000; 35(3): 364-373
14- Ludewig PM, Cook TM, Nawdeezenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected Positions of homeral elevation. JOSPT 1996; 24 (2): 57-65
15- Lukasiewicz AC, McclurEP, Michener L. comparisons of three – dimentional Scapular position and orientation between subjects with and without shoulder Impingement; JOSPT 1999; 29: 575-583
16- Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. American Journal of Sports Medicine 1998; 26 (2): 325-337
17- Graichen H, Bonel H, stammberger T. Three-dimentional analysis of the width of the subacromial space in healty subjects and patients with Impingement syndrome. AJR Am. J. Roentgenol 1999; 172: 1081-1086
18- Nordt WE, Garretson RB. The measurment of subacromial contact pressure in patients with Impingement syndrome. Arthroscopy 1999; 15(2): 121-125
19- Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated Muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Physical therapy 2000; 80 (3): 276-291
20- Solem-Bertoff E. Thuomas KA, Westerberg CE. The Influence of scapular retraction and Protraction on the width of subacromial space. An MRI study. Clinical orthop 1993; 99-103
21- Sahrmann sh. Diagnosis and Treatment of movement impairment syndrome. 2002, Mosby, chapter 5, 194-245
22- Perry J. muscle control of the shoulder In: Rowe CR Ed. The should New York, Ny: Churchill livingstone, Inc, 1988



Archive of SID
www.SID.ir