Clinical and Laboratory Assessments of the Scapula: A Review Article

Fani M[1], Ghanbari A [2]

Abstract

Purpose: Proper scapular position is essential during upper limb movements. Improper positioning of this bone can play a role in the development of shoulder dysfunction and consequent pain. Therefore, knowledge about the methods of assessing the scapular position is an important issue. The aim of this study was to review the clinical and laboratory evaluation methods of scapula in different studies.

Methods: All studies in English language that were related to scapular position assessment methods from 1995 to 2020 were searched in Google, Google Scholar, PubMed, and Science Direct with the keywords Scapular kinematics, Scapular position, Scapular orientation, Clinical assessment, Evaluation, Assess, Measure, and Shoulder. Inclusion criteria were studies in which clinical or laboratory methods were used to assess the static or dynamic scapular position.

Results: A total of 29 studies were found; 14 studies were related to clinical methods of scapular assessment, and 15 studies were related to laboratory methods of scapular assessment. These methods were introduced and explained in the present study. Also, the reliability, advantages and disadvantages of each method was described.

Conclusion: Based on the findings of this study, each of the methods of clinical and laboratory evaluation of the scapula has different applications as well as advantages and disadvantages; Therefore, one of the above methods cannot be introduced as the best method of scapular bone evaluation. It is suggested that the choice of scapular evaluation method be based on the purpose of the study, available facilities, and attention to the strengths and weaknesses of each of the mentioned methods.

Keywords: Methods, Assessment, Scapula, Clinical, Laboratory

Received: 2021.04.23 Accepted: 2021.08.20

روش های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف: یک مطالعه ی مروری

مائده فانی[۱]، علی قنبری[۲]

هدف: وضعیت مناسب استخوان کتف در طی حرکات اندام فوقانی ضرورت دارد. وضعیت نامناسب این استخوان می تواند در بروز اختلالات عملکردی شانه و در نتیجه ایجاد درد نقش داشته باشد. بنابراین، آگاهی از روش های ارزیابی وضعیت استخوان کتف از اهمیت ویژه برخوردار است. هدف از انجام مطالعه ی حاضر، مروری بر روش های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف در مطالعات مختلف است.

روش بررسی: کلیه ی مطالعات به زبان انگلیسی که از سال ۱۹۹۵ تا ۲۰۲۰ مرتبط با روش های ارزیابی استخوان کتف بودند با کلید واژه های Scapular kinematics, Scapular position, Scapular orientation, Clinical assessment, Shoulder, Evaluation, Assess, Measure از موتورجستجوگرهای Google, Google Scholar, PubMed, Science Direct انتخاب شدند. معیار ورود، مطالعاتی بود که در آن ها از روش های بالینی یا آزمایشگاهی برای ارزیابی وضعیت استاتیک یا دینامیک استخوان کتف استفاده شد.

یافته ها: تعداد ۲۹ مطالعه یافت شد که ۱۴ مورد آن مربوط به روش های ارزیابی بالینی استخوان کتف و ۱۵ مورد آن مربوط به روش های ارزیابی آزمایشگاهی استخوان کتف بودند. در این مطالعه به تفصیل به معرفی و توضیح این روش ها، معایب و مزایای هر روش و نیز میزان تکرارپذیری هر کدام پرداخته شد.

نتیجه گیری: بر اساس مجموع یافته های این مطالعه، هر یک از روش های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف دارای موارد کاربرد مختلف و نیز مزایا و معایبی است؛ لذا، به نظر می رسد نمی توان یکی از روش های فوق را به عنوان بهترین روش ارزیابی استخوان کتف معرفی کرد. پیشنهاد می شود انتخاب طریقه ی ارزیابی استخوان کتف، بر اساس هدف مطالعه، امکانات موجود، و توجه به نقاط قدرت و ضعف هر یک از شیوه های نام برده صورت بگیرد.

کلمات کلیدی: روش ها، ارزیابی، استخوان کتف، بالینی، آزمایشگاهی

نویسنده مسئول: ، مائده فانی، maedeh.fani@gmail.com، ORCID: 0000-0002-1035-0333

آدرس: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیوتراپی

۱- مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

مقدمه

وضعیت مناسب استخوان کتف برای موقعیت ایده آل گلنوئید لازم است؛ چون موقعیت مناسب گلنوئید، بیشترین تحرک و ثبات را برای مفصل گلنوهومرال تضمین می کند (۱). دلایل متعددی می تواند وضعیت قرارگیری استخوان کتف را تغییر دهد؛ مانند، کیفوز مهره های سینه ای، گردی شانه، سندروم گیرافتادگی شانه و بی ثباتی مفصل گلنوهومرال (Glenohumeral) (۱،۲). به تغییر قابل مشاهده در وضعیت استخوان کتف و الگوی حرکت آن در ارتباط با قفسه ی سینه، دیس کینزیا (Dyskinesia) گویند (۲). مطالعات گوناگون به بررسی ارتباط بین دیس کینزیا با اختلالات عملکردی پرداخته اند. این مطالعات نشان داده اند وضعیت نا مناسب استخوان کتف، با اختلالات گردن و شانه در ارتباط است و می تواند پیش بینی کننده ی درد شانه باشد (۵-۳) علاوه بر این مطالعه ای نشان داد وضعیت به جلو آمدن شانه باعث تغییر در ظرفیت های تنفسی می گردد (۶). نقطه ی مقابل این مطالعات، یافته هائی هستند که ارتباطی بین وضعیت استخوان کتف و اختلالاتی چون سندرم گیرافتادگی شانه پیدا نکردند (۷،۸). با وجود شواهد ضد و نقیض مبنی بر ارتباط بین وضعیت نامناسب شانه و اختلال عملکردی آن، توجه به وضعیت استاتیک و دینامیک استخوان کتف به نظر اهمیت دارد و می تواند به جلوگیری از اختلالات عملکردی شانه کمک نماید.

در مقالات علمی، روش های متعددی برای ارزیابی موقعیت استخوان کتف عنوان شده است. برخی از این روش ها بالینی هستند که می بایست ساده، قابل اعتماد، معتبر و نسبت به تغییرات پاسخگو باشند (۱)؛ در حالی که، برخی دیگر آزمایشگاهی بوده و تنها در مراکز تحقیقاتی قابل دسترسی هستند. این مطالعه، به مرور شیوه های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف که در مطالعات مختلف از آن استفاده شده است می پردازد.

روش بررسی

مقاله ی حاضر، از نوع مقاله ی مروری روایتی است. کلیه ی مطالعات به زبان انگلیسی که از سال ۱۹۹۵ تا ۲۰۲۰ مرتبط با روش های ارزیابی استخوان کتف بودند با کلیدواژه های Scapular kinematics, Scapular position, Scapular orientation, Clinical assessment, Shoulder, Evaluation, Assess, Measure در پایگاه های معتبر (Google, Google Scholar, PubMed, Science Direct) جستجو شد. معیار ورود، مطالعاتی بودند که در آن ها از روش های بالینی یا آزمایشگاهی برای ارزیابی وضعیت استاتیک یا دینامیک استخوان کتف استفاده شده بود. سپس، روش های ارزیابی استفاده شده در مطالعات بررسی شدند. معیار خروج از مطالعه ، پژوهش هائی بودند که به زبانی غیر از انگلیسی نگارش شده

بودند.

یافته ها

پس از بررسی های انجام شده در پایگاه های اطلاعاتی مختلف، تعداد ۲۹ مطالعه یافت شد که ۱۴ مورد آن مربوط به روش های ارزیابی بالینی استخوان کتف و ۱۵ مورد آن مربوط به روش های ارزیابی آزمایشگاهی استخوان کتف بودند. در ادامه به تفصیل به معرفی و توضیح روش های ذکر شده، معایب و مزایای هر روش و نیز میزان تکرارپذیری هر کدام پرداخته می شود.

مشاهده ی وضعیت استراحت و دینامیک استخوان کتف

در ارزیابی وضعیت استخوان کتف، قبل از استفاده از روش- های بالینی و آزمایشگاهی جهت تعیین موقعیت این استخوان درمانگر می بایست بتواند ابتدا از طریق مشاهده و لمس اطلاعاتی درباره ی وضعیت استراحت و دینامیک استخوان کتف به دست آورد.

مشاهده ی وضعیت استراحت استخوان کتف می بایست از نمای فرونتال (Frontal) و ساجیتال (Sagittal) انجام بگیرد. برای این امر، دست- های بیمار باید در کنار بدن قرار بگیرد (۱). در حال حاضر درباره وضعیت استراحت مناسب این استخوان اتفاق نظر وجود ندارد. اما از مطالعات حاضر استنباط می گردد که این استخوان با صفحه ی فرونتال زاویه ی ۳۰° تشکیل می دهد. لبه ی داخلی آن به موازات ستون فقرات قرار می گیرد، لبه ی فوقانی هم سطح دومین یا سومین مهره ی سینه ای بوده و زاویه ی تحتانی، هم سطح مهره ی هفتم تا نهم می باشد (۱،۸). استخوان کتف سمت غالب نسبت به سمت غیر غالب پائین تر بوده و دورتر از ستون فقرات قرار می گیرد. علاوه بر این، زاویه ی تحتانی و لبه ی داخلی استخوان کتف باید به صورت تخت بر روی قفسه ی سینه قرار گرفته و در موقعیت میانی بین چرخش داخلی و خارجی و نیز بین بالارفتن و پائین آمدن باشد (۱). برای ارزیابی ریتم کینماتیک بین ابداکشن گلنوهومرال و چرخش رو به بالای استخوان کتف، باید وضعیت این استخوان در طی حرکات کمربند شانه ای مشاهده گردد. البته مطالعاتی که تکرارپذیری و اعتبار مشاهده ی وضعیت دینامیک این استخوان را بررسی کرده باشد وجود ندارد (۱). برای یک کمربند شانه ای و برای یک حرکت با سرعت ثابت، ریتم کینماتیک بین ابداکشن (Abduction Abduction) گلنوهومرال و چرخش رو به بالای استخوان کتف از یک جلسه تا جلسه ی دیگر تفاوت ندارد اما تفاوت بین سمت چپ با راست طبیعی محسوب می شود. بنابراین، درمانگر باید در هنگام مشاهده ی الگوی وضعیت دینامیک استخوان کتف، از این که ابداکشن شانه در سرعت مشابه انجام می گیرد اطمینان حاصل نماید (۹).

تعیین وضعیت استخوان کتف با کمک لمس

تعدادی از مطالعات، تکرارپذیری و اعتبار تعیین محل استخوان کتف با لمس، با استفاده از لندمارک های (Landmarks) استخوانی، را نشان داده اند. Lewis و همکاران (۱۰) در مطالعه ای که بر روی ۱۲ جسد انجام گرفت، به بررسی اعتبار لمس سطحی پوست برای تعیین وضعیت استخوان کتف با لندمارک واقعی استخوان، پرداختند. سه لندمارک استخوات کتف شامل ریشه ی خار استخوان کتف، زاویه ی آکرومیون (Acromion) و زاویه ی تحتانی آن بود. تطابق آناتومی سطحی استخوان با لندمارک استخوان از طریق مقایسه ی تفاوت میانگین فاصله ی بین نقاط سطحی با نقاط استخوانی به دست آمد. نتایج نشان داد که تفاوت بین محل سطحی ریشه ی خار کتف، زاویه ی آکرومیون و زاویه ی تحتانی با محل استخوانی آن ها به ترتیب کمتر از ۰/۶۶، ۰/۹۸، ۰/۴۶ سانتی متر است. بنابراین، این مطالعه نشان داد لندمارک های سطحی پوست، نقاط معتبری برای تعیین محل های استخوانی انتخاب شده در استخوان کتف هستند. بر اساس نتایج این مطالعه، تفاوت بین محل سطحی زائده ی خاری مهره ی سینه ای که با ریشه ی خار کتف مطابقت داشت و نیز زائده ی خاری مهره ی سینه- ای که با زاویه ی تحتانی کتف مطابقت داشت با محل واقعی استخوانی نقاط فوق به ترتیب کمتر از ۱/۰۹ و ۱/۰۱ سانتی متر فاصله داشت. نتیجه ی این مطالعه پیشنهاد داد که لندمارک های سطحی مهره های سینه ای می توانند نقاط مرجع مناسبی برای تعیین وضعیت استخوان کتف باشند. پس از مشاهده و لمس

استخوان کتف می بایست از روش های مناسب برای ارزیابی موقعیت و حرکات استخوان کتف استفاده کرد. در این جا به بررسی روش های بالینی و آزمایشگاهی که در مطالعات استفاده شده اند پرداخته می شود.

روش های بالینی ارزیابی موقعیت استخوان کتف

مطالعات، روش های کمی مختلفی برای ارزیابی کینماتیک سه بعدی استخوان کتف ارائه داده اند. اما این روش ها هزینه- بر و زمان بر هستند. به همین دلیل استفاده از آن ها در کلینیک ها امکان پذیر نمی باشد. به علت نیاز به وجود روش- های کمی ارزیابی کینماتیک استخوان کتف در کلینیک، ابزارهائی به وجود آمده اند که هزینه ی آن ها کم بوده و در مصرف زمان نیز صرفه جوئی می شود. در اینجا به معرفی این ابزارها پرداخته می شود.

۱- ارزیابی با اینکلینومتر

اینکلینومتر (Inclinometer) وسیله ای است که برای ارزیابی وضعیت استاتیک چرخش رو به بالای استخوان کتف، در زوایای مختلف بالا بردن بازو، استفاده می شود. بر اساس روش کار مطالعه ی Borsa و همکاران (۱۱) برای اندازه گیری این زاویه، فرد ابتدا در حالت ایستاده دست های خود را در کنار بدن قرار می دهد. در جلوی دست بیمار یک میله ی هدایت کننده با زاویه ی ۴۰° نسبت به صفحه ی فرونتال قرار می گیرد تا از بالا بردن دست در صفحه ی استخوان کتف اطمینان حاصل شود. علاوه بر این، میله ی هدایت کننده ی دیگری با زاویه- ی ۹۰° نسبت به صفحه ی فرونتال قرار می گیرد تا از بالا بردن دست در صفحه ی ساجیتال اطمینان حاصل گردد. بیمار بازوی خود را تا نقطه ی مشخص شده بر روی میله ی هدایت گر بالا می آورد و وضعیت چرخش رو به بالای استخوان کتف در پنج زاویه ی بالا بردن بازو اندازه گیری می گردد (استراحت، ۳۰°، ۶۰°، ۹۰°،۱۲۰°). به این صورت که ابتدا محل ریشه ی خار کتف و بخش خلفی خارجی آکرومیون با کمک لمس تعیین می گردد. سپس بازوی داخلی اینکلینومتر بر روی ریشه ی خار کتف و بازوی خارجی آن بر روی بخش خلفی خارجی آکرومیون قرار می گیرد. با فشار دادن یک دکمه بر روی اینکلینومتر، میزان چرخش رو به بالای استخوان کتف نسبت به یک مرجع افقی تعیین می گردد (تصویر ۱) (۱۱). در مطالعه ی Scibek و همکاران (۱۲) نیز روش استفاده از اینکلینومتر از اصول مطالعه ی Borsa و همکاران (۱۱) تبعیت می کند. با این تفاوت که برای اندازه گیری وضعیت استخوان کتف، بیمار بر روی یک صندلی می نشیند تا امکان حرکت در اندام های تحتانی و تنه و در نتیجه تاثیر آن بر بیومکانیک شانه به حداقل برسد. سپس، از فرد خواسته می شود دست خود را در صفحه ی اسکاپولا تا نقاط تعیین شده بر روی صفحه ی مدرج مقابل خود، که مطابق با دامنه- ی حرکتی مشخص در شانه است، بالا بیاورد. ارزیابی وضعیت چرخش رو به بالای استخوان کتف با استفاده از اینکلینومتری که بر روی خار اسکاپولا قرار گرفته در زوایای ۰°، ۳۰°، ۴۵°، ۶۰°، ۷۵°، ۹۰°، و ۱۲۰° بالا بردن شانه انجام می گیرد.

تصویر ۱: اندازه گیری میزان چرخش رو به بالای استخوان کتف با اینکلینومتر

در مطالعه ای ۲۶ بیمار با ضایعات متفاوت شانه، دو بار در طی یک جلسه تست، توسط یک آزمونگر ارزیابی شدند. نتیجه، تکرارپذیری خوب را در هنگام استفاده از اینکلینومتر نشان داد (میزان ICC برابر ۰/۸۸ گزارش گردید) (Intraclass Correlation Coefficient; ICC) (۱۳). نتیجه ی مطالعه ی دیگر نیز تکرارپذیری عالی هنگام دو بار ارزیابی با اینکلینومتر در تمام وضعیت های بالا بردن بازو نشان داد (میزان ICC در دامنه ی ۰/۹۶-۰/۸۹ گزارش گردید) (۱۴). علی رغم این که اینکلینومتر فقط چرخش رو به بالای استخوان کتف را نشان می دهد و فقط کینماتیک استخوان کتف را به صورت دو بعدی اندازه گیری می کند، اما برای استفاده در کلینیک راحت است (۱۳).

۲- اندازه گیری فاصله ی بین لبه ی خلفی آکرومیون و میز یا دیوار

این روش، اولین بار توسط Host (۱۵) معرفی شد. این تست به این صورت است که بیمار به صورت طاق باز می خوابد و از او خواسته می شود که ریلکس باشد. در این حالت آزمونگر فاصله ی بین لبه ی خلفی آکرومیون و میز را به صورت دو طرفه اندازه می گیرد. اندازه گیری به صورت عمودی و با یک متر انجام می گیرد. سپس این دستورالعمل پس از اینکه بیمار به صورت فعالانه هر دو شانه ی خود را ریترکت (Retract) کرد، دوباره انجام می گیرد. برای ایجاد ریترکشن فعالانه ی هر دو شانه، از بیمار خواسته می شود که شانه های خود را به سمت میز حرکت دهد. این اندازه گیری ممکن است نشانگر طول عضله ی سینه ای کوچک و یا تیلت قدامی کتف باشد. نتیجه ی مطالعه ی Nijs و همکاران (۱۶) نشان داد اندازه-ی فاصله بین لبه ی خلفی آکرومیون و میز، در وضعیت طاق باز در بیماران مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه، در حالت استراحت دارای تکرارپذیری ۰/۹۴-۰/۸۸ بین آزمونگرها و تکرارپذیری ۰/۹۲-۰/۹۱ در وضعیت ریترکشن شانه است. هنگام مقایسه ی میانگین بین سمت علامت دار و بدون علامت، تقریبا نتایج مشابه به دست آمد (در سمت علامت دار ۷۲/۷ میلی متر در حالت استراحت و ۴۸/۳ میلی متر در حالت ریترکشن، و در سمت بدون علامت ۷۱/۹ میلی متر در حالت استراحت و ۴۹/۲ میلی متر در حالت ریترکشن). در مطالعه-ی دیگر Struyf و همکاران (۱۷) میزان تکرارپذیری بین آزمون گرها حین اندازه گیری فاصله ی خلف آکرومیون تا دیوار، در وضعیت ایستاده در موزیسین ها (تصویر ۲)، را در حین استراحت ۰/۷۲ و حین ریترکشن شانه ۰/۷۵ گزارش کردند. دلیل گزارش متفاوت تکرارپذیری این مطالعه در مقایسه با مطالعه ی Nijs و همکاران (۱۶) تفاوت در افراد شرکت کننده در مطالعه، وضعیت ارزیابی افراد و ابزار اندازه گیری عنوان شد.

۳- اندازه گیری فاصله بین لبه ی داخلی استخوان کتف تا زائده ی خاری چهارمین مهره ی سینه ای

این روش نیز اولین بار توسط Host (۱۵) معرفی گردید. این تست در وضعیت ایستاده انجام می گیرد. هر دو زائده ی خاری

تصویر ۲: اندازه گیری فاصله ی بین لبه ی خلفی آکرومیون با دیوار

مهره ی چهارم سینه ای و لبه ی داخلی استخوان کتف از طریق لمس مشخص می شود. فاصله ی بین هر دو لندمارک آناتومیک در صفحه ی افقی با استفاده از یک متر اندازه گیری می شود (تصویر ۳) (۱۵). این دستورالعمل دوباره تکرار می شود. به این صورت که بیمار به صورت فعالانه در شانه ی خود ریترکشن انجام می دهد. برای این امر از بیمار خواسته می شود که به صورت فعالانه دو شانه ی خود را به عقب ببرد. Host، علاوه بر توصیف اولیه ی تست، یک راهنمائی برای تفسیر خروجی تست ها ارائه داد. او عنوان کرد که در افراد طبیعی، فاصله ی بین لبه ی داخلی استخوان کتف تا زائده ی خاری چهارمین مهره ی سینه ای باید ۵/۰۸ سانتی متر باشد. در مطالعه ی Nijs و همکاران (۱۶)، این فاصله ۲/۰۷ ±۶/۱۵ سانتیمتر در سمت علامت دار و ۱/۶۲ ±۶/۰۰ سانتی متر در سمت بدون علامت به دست آمد. تکرارپذیری بین مشاهده گرها وقتی تست در وضعیت استراحت انجام شد خیلی پائین بود (میزان ICC در دامنه ۰/۷۹-۰/۵۰ گزارش گردید)؛ در حالی که، تکرارپذیری بین مشاهده گرها در زمانی که فاصله ی لبه ی داخلی استخوان کتف تا زائده ی خاری چهارمین مهره ی سینه ای بدنبال ریترکشن فعالانه ی دو طرفه ی شانه اندازه گیری شد، نسبتا خوب بود (میزان ICC در دامنه ی ۰/۸- ۰/۷ گزارش گردید).

۴- تست فاصله ی کتف

این روش، تست دیگری برای ارزیابی وضعیت استراحت

تصویر ۳: اندازه گیری فاصله ی بین لبه ی داخلی استخوان کتف تا زائده ی خاری چهارمین مهره ی سینه ای

استخوان کتف است. در این روش، فاصله ی بین زاویه ی آکرومیون و زائده ی خاری سومین مهره ی سینه ای اندازه-گیری می شود. این فاصله از طریق تقسیم این عدد به طول استخوان کتف نرمالایز می شود. طول استخوان کتف، فاصله ی بین خار کتف و زاویه ی آکرومیون است. اندازه گیری فاصله ی استخوان کتف (میزان ICC برابر با ۰/۹۴ بود) و طول این استخوان (میزان ICC برابر با ۰/۸۵ بود) در افراد بدون علامت، دارای تکرارپذیری خوب تا عالی در بین مشاهده گرها است (۱۸).

۵- تست لترال اسکاپولا اسلاید

تست لترال اسکاپولا اسلاید (Lateral scapular slide test) که توسط Kibler (۱۹) پیشنهاد شده، برای ارزیابی نامتقارنی های استخوان کتف تحت نیروهای مختلف طراحی گردیده است. برای اجرای این تست سه وضعیت پیشنهاد شده است. برای وضعیت اول این تست از بیمار خواسته می شود که دست های خود را به صورت آرام در کنار بدن قرار دهد. سپس پائین ترین نقطه ی زاویه ی تحتانی استخوان کتف و نزدیک ترین زائده ی خاری مهره سینه ای در صفحه ی افقی از طریق لمس تعیین می شود. فاصله ی بین دو نقطه ی مرجع به صورت دو طرفه توسط یک متر نواری اندازه گیری می شود. برای وضعیت دوم از فرد خواسته می شود که به صورت فعالانه دست های خود را روی کنار خارجی ستیغ ایلیاک بگذارد. در نتیجه استخوان بازو در وضعیت چرخش داخلی با ۴۵° درجه ابداکشن در صفحه ی فرونتال قرار می گیرد. برای وضعیت سوم از بیمار خواسته می شود که به صورت فعالانه هر دو آرنج خود را باز کرده و تا بیشترین حد چرخش داخلی انجام دهد. شست ها رو به پائین قرار بگیرند و هر دو بازو ۹۰° یا کمتر در صفحه ی فرونتال قرار بگیرند (تصویر ۴) (۱۶). هر اندازه گیری برای به دست آوردن میزان میانگین، دو بار انجام می گیرد. در مطالعه ی آن ها به صورت اولیه پیشنهاد شد در صورتی که تفاوت یک سمت با سمت دیگر بیش از ۱/۵ سانتی متر باشد بیانگر اختلالات عملکردی شانه است. اگرچه، یافته های آزمایشگاهی نشان می دهند که این تفاوت اغلب در افراد بدون علامت نیز دیده می شود و آستانه ی ۱/۵ سانتی متر در تشخیص اختلالات عملکردی شانه، دارای ویژگی پائین است (۲۰). در مطالعه ی Nijs و همکاران (۱۶) برای هر سه وضعیت تست، تکرارپذیری قابل قبول تا خوب بین مشاهده گرها دیده شد (میزان ICC بالای ۰/۷ گزارش گردید)؛ در حالی که، در مطالعه ی Park و همکاران (۲۱) این تست در هر سه وضعیت دارای تکرارپذیری عالی بین مشاهده گرها بود (میزان ICC بالای ۰/۹۱ گزارش گردید).

تصویر ۴: تست لترال اسکاپولا اسلاید

با توجه به این نکته که سیستم عضلانی نقش مهمی در تحرک و ثبات استخوان کتف دارد، اضافه کردن نیروی خارجی می تواند فعالیت عضلانی عملکردی و در نتیجه پوزیشن استخوان کتف را تحت تاثیر قرار دهد. بنابراین تست تعدیل شده ی لترال اسکاپولا اسلاید طراحی شده است. این تست در دو وضعیت انجام می گیرد: ۹۰° ابداکشن در صفحه- ی فرونتال با وزنه ی ۱ کیلوگرم و ۱۸۰° ابداکشن بازو در صفحه ی فرونتال (۲۲). در مطالعه ی Struyf و همکاران (۱۷) نشان داده شد که میزان تکرارپذیری بین مشاهده گرها برای تست ۹۰° ابداکشن با وزنه ی ۱ کیلوگرم ۰/۶۳ و برای تست ۱۸۰° ابداکشن ۰/۵۸ است لذا، این مطالعه پیشنهاد می دهد این تست نمی تواند به شکل قابل اعتماد در بالین استفاده شود. این درحالی است که در مطالعه ی دیگر میزان تکرارپذیری بین مشاهده گرها و درون مشاهده گر تست تعدیل شده لترال اسکاپولا اسلاید در وضعیت ۹۰° اسکپشن بازو با وزنه ی ۱ کیلوگرم خوب تا عالی گزارش شد (میزان ICC بالای ۰/۸۸ گزارش گردید) (۲۳).

۶- روش اسکاپولا پروترکتور

روش اسکاپولا پروترکتور (Scapula Protractor) یک روش قابل اعتماد و معتبر برای اندازه گیری میزان بالا رفتن و پائین آمدن بیش از حد استخوان کتف است. این روش به دو صورت انجام می شود. در روش اول، فاصله ی عمودی بین زائده ی خاری مهره ی هفتم گردنی (C7) و لبه ی فوقانی سمت داخلی خار استخوان کتف اندازه گیری می شود (روش C7). در روش دوم، فاصله ی زائده ی خاری مهره ی هشتم سینه ای (T8) و زاویه ی تحتانی استخوان کتف اندازه گیری می شود (روش T8). در مطالعه- ی O'Shea و همکاران (۲۴)، میزان تکرارپذیری بین مشاهده گرها برای روش C7 بمیزان ۰/۷۸ و برای روش T8 بمیزان ۰/۸۲ بود. میزان تکرارپذیری درون مشاهده گر نیز ۰/۹۹ بود.

بر اساس آنچه ذکر شد هر یک از روش های ارزیابی بالینی ذکر شده برای اندازه گیری یکی از حرکات جابجائی (بالا-پائین و پروترکشن-ریترکشن) یا چرخشی (چرخش رو به بالا-پائین (Elevation-Depression)، تیلت قدامی-خلفی (Anterior-Posterior tilt) استخوان کتف کاربرد دارند؛ لذا، انتخاب آن ها می بایست بر اساس هدف مطالعه صورت بگیرد.

روش های آزمایشگاهی ارزیابی وضعیت استخوان کتف

با هدف تسهیل و تشویق ارتباط بین محققان، کمیته ی استانداردسازی و ترمینولوژی استانداردهائی را برای تعریف سیستم مختصات مفاصل ارائه داده است (۲۵). این کمیته پیشنهاد داده افراد در مطالعات خود از لندمارک های استخوانی یکسان، سیستم مختصات مفصل مشخص و گزارش حرکات بر اساس این استانداردها استفاده کنند. لندمارک های استخوانی پیشنهادی برای استخوان کتف عبارتند از؛ زاویه ی آکرومیون، زائده ی کوراکوئید، زاویه ی تحتانی استخوان کتف و ریشه ی خار کتف. حرکت نسبی دو سگمان بدن توسط سیستم مختصات مفصل تعیین می شود. به این صورت که برای دو سگمان محورهای فیکس در نظر گرفته می شود تا بتوان با کمک محاسبات ریاضی (زاویه ی اولر، ماتریس چرخشی و...) چرخش یک سگمان را نسبت به دیگری تعیین کرد.

برخی از مطالعات به ارزیابی حرکات استخوان کتف در جسد پرداخته اند (۲۶). محدودیت عمده ی این گونه مطالعات نادیده گرفته شدن نقش عضلات در بیومکانیک شانه و نیز ماهیت تهاجمی این روش ها است (۲۷). یکی از این روش های ارزیابی شامل وارد کردن پیچ های استخوانی به داخل استخوان ترقوه، کتف و بازو و قرار دادن سنسورهای الکترومغناطیسی در داخل پیچ ها است (۲۸). اگرچه این روش دقیق ترین شیوه ی ارزیابی استخوان کتف است، اما به راحتی قابل استفاده نبوده و از نظر اخلاقی روش مناسبی نیست (۲۹). بهمین دلیل، در کنار این روش برای تشخیص و یا ارزیابی حرکات استخوان کتف تعدادی روش آزمایشگاهی غیر تهاجمی نیز گسترش یافته که در ادامه به ذکر آن ها پرداخته می شود.

۱- استفاده از مارکرهای پوستی

برخی مطالعات با استفاده از مارکرهای پوستی به ارزیابی وضعیت استخوان کتف پرداخته اند. در مطالعه ی فانی و همکاران (۳۰)، از مارکرهای پوستی که منعکس کننده ی نور

بودند استفاده شد. در این مطالعه، مارکرها بر روی ریشه ی خار کتف، زاویه ی آکرومیون، ریشه ی تحتانی استخوان کتف و زائده ی خاری مهره ی هفتم گردنی قرار داده شدند (تصویر ۵) (۳۰). سپس، موقعیت سه بعدی هر مارکر (X,Y,Z) توسط دوربین های سیستم آنالیز حرکتی تعیین گردید. در مرحله ی بعد، با کمک نرم افزار کامپیوتری MATLAB و با محاسبات ریاضی برنامه ای نوشته شد. در این برنامه با وارد کردن اندازه ی نقاط X,Y,Z، زوایای استخوان کتف تعیین گردید. به این صورت که ابتدا از اتصال سه نقطه ی مربوط به ریشه ی خار کتف، زاویه ی آکرومیون و ریشه ی تحتانی کتف صفحه ای ساخته شد. سپس، زاویه ی این صفحه با سه صفحه ی ساجیتال، کرونال و عرضی اندازه گیری شد و بدین ترتیب میزان چرخش استخوان کتف در سه صفحه ی کاردینال محاسبه گردید. در این مطالعه، میزان تکرارپذیری بین جلسات برای این روش ارزیابی خوب تا عالی گزارش شد (میزان ICC در دامنه ی ۰/۹۴-۰/۸۴ گزارش گردید).

تصویر ۵: تعیین وضعیت استراحت استخوان کتف با استفاده از مارکرهای پوستی و دوربین های آنالیز حرکت

در مطالعه ی Baumgarten و همکاران (۳۱) نیز با استفاده از یک مارکر پوستی بر روی آکرومیون و با قرار گرفتن فرد با یک فاصله ی مشخص نسبت به یک نور، از طریق افتادن سایه ی مارکر بر روی یک صفحه ی مدرج میزان جابجائی استخوان کتف در وضعیت ۹۰° فلکشن و اسکپشن نسبت به وضعیت استراحت اندازه گیری شد. در این مطالعه، میزان تکرارپذیری بین جلسات برای ارزیابی اسکپشن ۰/۸۱ و برای ارزیابی فلکشن ۰/۶۲ گزارش گردید. قنبری و همکاران (۶) نیز با استفاده از مارکرهای پوستی که بر روی زائه ی خاری مهره ی هفتم گردنی و آکرومیون قرار دادند میزان به جلوآمدن شانه را اندازه گیری کردند. در این مطالعه، میزان تکرارپذیری بین جلسات برای این روش ارزیابی ۰/۸۴ عنوان گردید.

باید توجه داشت که اندازه گیری حرکات استخوان کتف کار ساده ای نیست، چون این امر شامل اندازه گیری جابجائی های استخوانی است که هیچ مرکز چرخش ثابتی ندارد. علاوه بر این، استخوان کتف یک استخوان پهن و تخت بوده که بافت های نرم متفاوتی روی آن را می پوشاند و حرکت پوست روی آن زیاد است. بنابراین، محدودیت استفاده از مارکرهای پوستی آسان این است که در این روش امکان ارزیابی دینامیک استخوان کتف وجود ندارد. با این حال، استفاده از مارکرهای پوستی برای ارزیابی وضعیت استاتیک استخوان کتف امکان پذیر است.

۲- اسکاپولا لوکیتور

اسکاپولا لوکیتور (Scapula Locator) شامل یک گیرنده ی الکترومگنتیک با شش درجه آزادی حرکتی است که بر روی یک سه پایه نصب می شود. این سه پایه بر روی لندمارک های استخوانی کتف قرار داده می شود. در این جا به بررسی چند مطالعه که ابزار ارزیابی آن ها از این اصل برای بررسی وضعیت استخوان کتف استفاده کرده پرداخته می شود.

دستگاه ایزوترک (Isotrack): از آن جائی که استخوان کتف یک جسم غیرمنعطف است، سه لندمارک انتخاب شده همیشه یک ارتباط ثابت با یکدیگر دارند. بنابراین امکان این وجود دارد که بتوان حرکات این استخوان را از روی پوست با استفاده از یک پایه ی ثابت که دارای سه پیچ برای تطابق با لندمارک- های این استخوان باشد، دنبال کرد. در نتیجه موقغیت سه بعدی استخوان کتف می تواند در ارتباط با یک سیستم محور انتخابی از طریق اندازه گیری چرخش پایه ی ثابت اندازه گیری شود. از این اصول در دستگاه ایزوترک استفاده می شود. دقت کافی این روش برای ارزیابی های بالینی اثبات شده است که این امر مزیت استفاده از این وسیله محسوب می شود. البته به دلیل عدم امکان قرار گیری دقیق وسیله بر روی لندمارک ها خطای اندکی وجود دارد (۳۲).

دستگاه اپتوترک (Optotrack): ارزیابی موقعیت استخوان کتف با کمک سیستم اپتوترک یک روش دقیق، معتبر و قابل اعتماد است. این وسیله به یک جسم غیر قابل انعطاف مستطیل شکل متصل می شود. دستگاه دارای شش

فرستنده ی مادون قرمز بوده تا موقعیت نوک پروب ها (Probe) و در نتیجه موقعیت هر نقطه- ای که با آن در تماس است را تعیین کند. نوک پروب ها یک جسم فلزی کوچک دایره ای است که برای تعریف موقعیت فضائی سه بعدی هر لندمارک بدن استفاده می شود. مدل آناتومیک استخوان کتف، بر روی یک ورقه ی طلق غیر منعطف، بر روی فرد فیکس می شود. این ورقه ی طلق، از طریق یک سیستم مفصلی چند محوره در تمام جهات حرکت دارد. در نتیجه اجازه ی جابجائی مدل استخوان کتف، مشابه با حرکات فیزیولوژیک (Physiologic) این استخوان داده می شود. با استفاده از پروب سیستم اپتوترک، موقعیت سه بعدی سه لندمارک آناتومیک (بخش خلفی خارجی نوک آکرومیون، نوک زاویه ی تحتانی و لبه ی تحتانی ریشه ی خار کتف) دیجیتال می شود. سیستم مبدا مختصات، با بخش خلفی خارجی نوک آکرومیون مطابقت دارد. زوایای چرخش محوری استخوان کتف با ماتریس چرخشی محاسبه می شود. در مطالعات، این روش ارزیابی به عنوان یک روش دقیق، معتبر و تکرارپذیر معرفی شده است (۳۲).

دستگاه متروکوم: متروکوم یک وسیله ی کامپیوتری، الکترومکانیکی و توانمند برای دیجیتال کردن موقعیت سه بعدی است. این وسیله شامل یک سری بازوهای متصل به یکدیگر و دارای شش پوتنشیومتر (Potentiometer) دقیق و یک پروب کوچک می باشد. موقعیت نوک پروب ها ثبت می شود، سپس این نقاط ثبت شده پردازش شده تا موقعیت و جهت استخوان کتف تعیین گردد. موقعیت پنج لندمارک قابل لمس بر روی مهره ها و استخوان کتف و دو نقطه بر روی یک قطعه ی پلاستیکی که دور استخوان بازوی بیمار پیچیده می شود ثبت می گردد. این نقاط عبارتند از هفتمین زائده ی خاری مهره- ی سینه ای و گردنی، ریشه ی خار کتف بر روی لبه ی داخلی استخوان کتف، آکرومیون، زاویه ی تحتانی استخوان کتف و نقاط پروگزیمال و دیستال بر روی قطعه ی پلاستیکی روی بازو. موقعیت و جهت استخوان کتف بر اساس یک مدل ریاضی محاسبه می گردد. با کمک قطعه ی پلاستیکی نصب شده بر روی بازو می توان موقعیت این استخوان را ارزیابی کرد. میزان تکرارپذیری این روش ارزیابی برای اندازه گیری زوایای چرخشی و میزان جابجائی استخوان کتف در دامنه ی ۰/۵۹ تا ۰/۹۵ گزارش شده است (۳۳).

همان طور که ذکر شد روش اسکاپولا لوکیتور داده های معتبر و تکرارپذیری را برای ارزیابی موقعیت استخوان کتف فراهم می آورد که این امر مزیت استفاده از این روش محسوب می شود. اما همان گونه که توضیح داده شد با استفاده از این روش امکان بررسی دینامیکی استخوان کتف وجود ندارد که این از محدودیت ها و در نتیجه معایب استفاده از آن است. دو روش آکرومیون مارکر کلاستر و اسکاپولا ترکر با اتصال مستقیم یک گیرنده ی الکترومگنتیک یا مارکرهای منعکس کننده ی نور به پوست این محدودیت را برطرف می نمایند. در این جا به بررسی این دو روش ارزیابی استخوان کتف پرداخته می شود.

۳- آکرومیون مارکر کلاستر

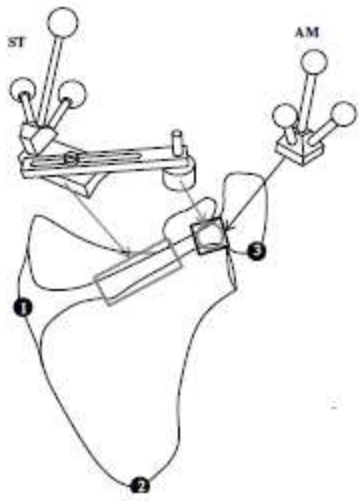
آکرومیون مارکر کلاستر (Acromion Marker Cluster; AMC) قادر است اندازه گیری سه بعدی دینامیکی از استخوان کتف انجام دهد. در مطالعه ی Andel و همکاران (۲۹)، شکل خاصی از آن طراحی شده که شامل یک کلاستر با سه مارکر با قاعده ی کوچک است که می تواند به طور دقیق بر روی بخش مسطح آکرومیون قرار گیرد.

برای برقراری ارتباط بین وضعیت مارکر کلاستر با سیستم مختصات آناتومی، پانزده لندمارک استخوانی بر اساس استانداردهای ذکر شده تعیین می گردد. از ترکیب سیستم مختصات محلی ساخته شده توسط لندمارک ها و حرکت مارکر کلاسترها، امکان محاسبه ی چرخش های سگمان ها وجود دارد. در این مطالعه، برای بررسی اعتبار، یافته های کینماتیکی به دست آمده توسط این روش با روش اسکاپولا لوکیتور مقایسه شد. نتیجه نشان داد که این روش نسبت به روش اسکاپولا لوکیتور، حرکات استخوان کتف را کمتر نشان می دهد. دلیل این امر ممکن است ویژگی های آناتومیکی افراد مثل توده ی عضلانی و بافت زیر پوستی باشد. به ویژه در زوایای بالای 90°، انقباض عضله ی دلتوئید باعث تغییر شکل بافت نرم می شود. عامل دیگر، جابجائی پوست بر روی استخوان است. هر دو عامل باعث کاهش تماس آکرومیون مارکر کلاستر با آکرومیون شده و در نتیجه پوست و عضلات حرکات این وسیله را محدود می کند؛ در حالی که، استخوان

کتف به حرکت خود ادامه می دهد. با این حال، این روش یک روش معتبر برای ارزیابی وضعیت استخوان کتف در زوایای کمتر از ۱۰۰° معرفی شده است (۲۹،۳۴). بر اساس نتایج مقاله ی مروری Lempereur و همکاران (۳۴)، میزان تکرارپذیری این روش در یک جلسه، خوب تا عالی و میزان تکرارپذیری بین جلسات متوسط تا عالی است.

۴- اسکاپولا ترکر

اسکاپولا ترکر (Scapula Tracker; ST) شامل کلاستری با ۳ مارکر منعکس کننده ی نور است. این وسیله دارای یک قاعده است که به بخش میانی خار اسکاپولا متصل می شود و یک بازو دارد که روی محل اتصال آکرومیون با خار اسکاپولا قرار می گیرد. در مطالعه ی Prinold و همکاران (۳۵) این وسیله بعنوان یک روش دقیق برای محاسبه ی حرکات اسکاپولا معرفی شد (شکل ۶). بر اساس نتایج این مطالعه، اسکاپولا ترکر نسبت به آکرومیون مارکر کلاستر برای زوایای بالای ۱۰۰° دقت بیشتری دارد.



شکل ۶: روش آکرومیون مارکر (AM) کلاستر و روش اسکاپولا ترکر (ST)

۵- فلوروسکوپی دیجیتال

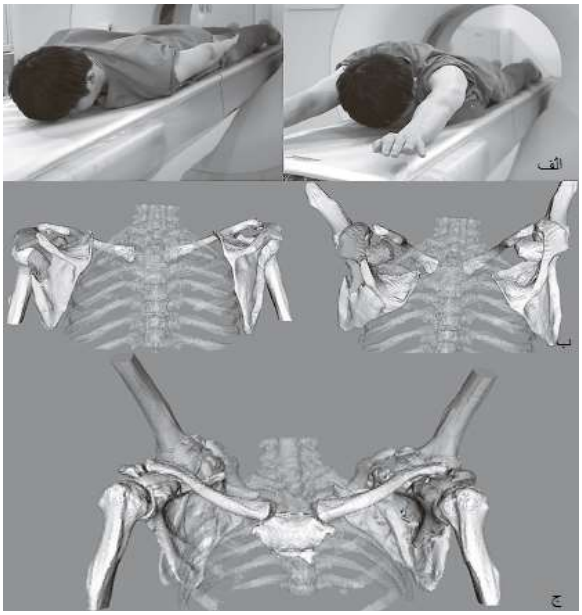
رادیوگرافی دینامیکی شانه، یک روش قابل تکرار برای مشاهده ی حرکات شانه است. در این روش، فرد در مقابل یک ماشین فیلم برداری ایستاده، به گونه ای که با تخته ی نمایش که در پشت بیمار در صفحه ی فرونتال قرار دارد زاویه ی ۳۰° تشکیل دهد. بیمار کف دست های خود را در مقابل منشا پرتوهای ایکس قرار می دهد. سپس از وی خواسته می شود که به صورت آهسته، در طی ۱۲ ثانیه، تا بیشترین مقدار دست های خود را بالا و پائین بیاورد. از یک برنامه ی ضبط ویدیوئی برای ثبت و دیجیتال کردن تصاویر ویدیوئی استفاده می شود. مزیت استفاده از این روش این است که این برنامه به ما این اجازه را می دهد یک توالی از تصاویر دیجیتال شده استاتیک داشته باشیم؛ در نتیجه امکان بررسی و محاسبه ی حرکات شانه فراهم می گردد (۳۶). در مطالعه ای، میزان تکرارپذیری بین جلسات و درون جلسات برای ارزیابی کینماتیک اسکاپولاهومرال با استفاده از فلوروسکوپی دیجیتال در دامنه ی ۰/۹۹-۰/۹۲ تعیین گردید (۳۷).

در هنگام استفاده از رادیولوژی به عنوان روشی برای اندازه-گیری وضعیت، مشکلات و ضعف های بالقوه ای وجود دارد. رادیوگرافی، تظاهرات دو بعدی از وضعیت سه بعدی بدن را نشان می دهد؛ بنابراین تصاویر دو بعدی یافته های دقیقی را ارائه نمی دهند (۲۷). در ضمن تصاویر بزرگ نمائی شده و تغییر شکل نیز می یابد. علاوه بر این، تغییرات خفیف در وضعیت، مثل چرخش به سمت فیلم و یا دور شدن از فیلم نتایج را تحت تاثیر قرار داده و پتانسیل ایجاد تغییر در تکرارپذیری و اعتبار اندازه گیری ها را ایجاد می کند. منبع خطای دیگر در هنگام استفاده از رادیوگرافی ایجاد ناحیه ی سایه روشن است که به این دلیل رخ می دهد که اشعه ی ایکس به صورت عمود به سطح استخوان نمی تابد. عامل دیگر که کیفیت عکس رادیولوژی را تحت تاثیر قرار می دهد حرکت است که به دلیل تنفس و نوسانات وضعیتی به وجود می آید. به همین دلیل این روش به عنوان استاندارد طلائی ثابت نشده است (۳۸).

۶- سی تی اسکن

با استفاده از تصاویر سی تی می توان آنالیز سه بعدی حرکتی انجام داد. Kim و همکاران (۲۷)، در مطالعه ی خود از این روش برای ارزیابی حرکات استخوان کتف استفاده کردند. در این مطالعه، تصاویر سی تی اسکن از استخوان کتف در وضعیت خنثی (دست در کنار بدن) و بالا بردن کامل دست گرفته شد (تصویر ۷ تصویر الف) (۲۷). سپس تصاویر سی تی

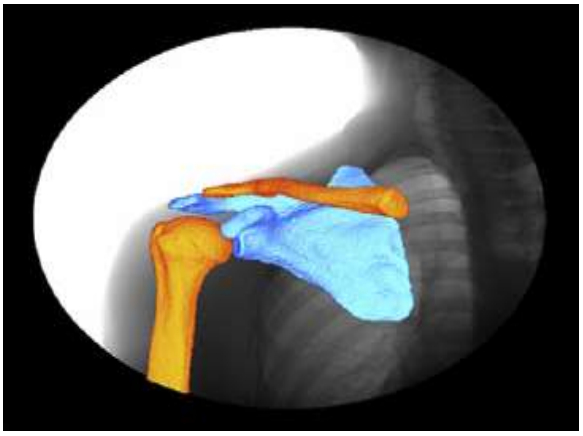
با استفاده از یک برنامه شبیه سازی سه بعدی به صورت مدل سه بعدی پردازش گردید (تصویر ۷ تصویر ب) (۲۷). هر دو مدل استخوانی بر روی توراکس قرار گرفت (تصویر ۷ تصویر ج) (۲۷) و با استفاده از تکنیکی خاص آنالیز شد و زوایای چرخشی و میزان جابجائی استخوان کتف در دو وضعیت محاسبه گردید. مزیت این تکنیک این است که یک تصویر سه بعدی دقیق حول سه محور حرکت تولید می شود. عدم امکان بررسی کینماتیک دینامیک شانه و خطر دریافت اشعه ی ایکس توسط بیمار از معایب استفاده از این روش است (۳۹). در مطالعه ای، تکرارپذیری بین جلسات با استفاده از سی تی اسکن برای تشخیص دیس کینزیای استخوان کتف ۰/۹۷ گزارش گردید (۴۰).



تصویر ۷: ثبت تصاویر سی تی اسکن در دو وضعیت خنثی و بالا بردن دست (تصویر ب). قرار گرفتن دو مدل استخوانی بر روی توراکس (نصویر ج)

۷- ثبت مدل - تصویر فلوروسکوپی دو بعدی- سه بعدی

ثبت مدل - تصویر فلوروسکوپی دو بعدی- سه بعدی، یک تکنیک ارزیابی سه بعدی است که در آن از تصاویر فلوروسکوپی استفاده می شود. این روش یک روش غیرتهاجمی برای اندازه گیری کینماتیک دینامیک است. در این روش ابتدا تصاویر دو بعدی فلوروسکوپی، با فرکانس ۳۰ هرتز، از بالا رفتن بازو گرفته می شود. در مرحله ی بعد از شانه ی بیمار تصویر سی تی گرفته می شود و با استفاده از این تصویر و با کمک نرم افزارهای کامپیوتری، یک مدل سه بعدی از استخوان کتف و بازو ساخته می شود. سپس بر روی هر مدل استخوانی سیستم هماهنگ کننده ی آناتومی تعریف می گردد. موقعیت سه بعدی و جهت استخوان بازو و کتف با استفاده از تکنیک ثبت مدل-تصویر تعیین می شود. به این صورت که مدل استخوانی بر روی تصویر فلوروسکوپی قرار می گیرد و حالت سه بعدی آن بصورت تکراری تنظیم می شود تا شبه آن با شبه تصویر فلوروسکوپی مطابق گردد (تصویر ۸) (۳۹). مطالعات نشان دادند این روش ارزیابی یک روش معتبر، دقیق و قابل تکرار برای تعیین کینماتیک مفصل شانه است (۴۳-۴۱). اشکال این روش دریافت پرتوهای یونیزان توسط بیمار است.



تصویر ۸: روش ثبت مدل، تصویر فلوروسکوپی دو بعدی- سه بعدی: قرار گرفتن مدل استخوانی بر روی تصویر فلوروسکوپی

بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه، به مرور روش های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف در مطالعات مختلف پرداخته شد. براساس نتایج این مطالعه، اگر هدف پژوهشگر اندازه گیری میزان چرخش رو به بالای استخوان کتف است استفاده از اینکلینومتر، و در صورتی که ارزیابی میزان تیلت قدامی آن است روش اندازه گیری فاصله ی بین لبه ی خلفی آکرومیون و میز یا دیوار مناسب به نظر می رسد. برای تعیین میزان

پروترکشن استخوان کتف نیز روش های اندازه گیری فاصله- ی بین لبه ی مدیال استخوان کتف تا زائده ی خاری مهره ی چهارم سینه ای و روش تست فاصله ی کتف توصیه می گردد. همچنین، جهت بررسی میزان بالا یا پائین بودن استخوان کتف تست اسکاپولا پروترکتور، و به منظور ارزیابی نامتقارنی های آن تست لترال اسکاپولا اسلاید پیشنهاد می شود. بر این اساس، هر یک از روش های ارزیابی بالینی فوق برای اندازه گیری یکی از حرکات جابجائی (بالا-پائین و پروترکشن-ریترکشن) یا چرخشی (چرخش رو به بالا-پائین، تیلت قدامی-خلفی) استخوان کتف کاربرد دارند؛ لذا، روش های ذکر شده هیچ کدام بر دیگری برتری نداشته و ملاک انتخاب آن ها برای ارزیابی می بایست بر اساس هدف مطالعه صورت بگیرد.

در میان روش های ارزیابی آزمایشگاهی استخوان کتف، روش های ارزیابی با مارکرهای پوستی و اسکاپولا لوکیتور برای تعیین موقعیت سه بعدی استاتیک استخوان کتف استفاده می شوند؛ اما، در این روش ها امکان ارزیابی دینامیکی کتف وجود ندارد. روش آکرومیون مارکر کلاستر و اسکاپولا ترکر برای ارزیابی سه بعدی دینامیکی استخوان کتف استفاده می شوند. البته، روش آکرومیون مارکر کلاستر برای زوایای بالای ۱۰۰° داده های دقیقی نمی دهد؛ در حالی که، روش اسکاپولا ترکر برای زوایای بالای ۱۰۰° مناسبتر است. روش فلوروسکوپی، امکان ارزیابی دینامیکی اما دو بعدی استخوان کتف را فراهم می آورد؛ در حالی که، روش سی تی اسکن امکان ارزیابی استاتیک سه بعدی را فراهم می نماید. روش ثبت مدل - تصویر فلوروسکوپی دو بعدی- سه بعدی نیز که از روش های نسبتا جدیدتر در ارزیابی استخوان کتف است امکان ارزیابی سه بعدی دینامیک استخوان کتف را فراهم می آورد. با توجه به اینکه ارزیابی سه بعدی موقعیت استخوان کتف نسبت به ارزیابی دو بعدی آن دقیق تر است، و از سوی دیگر استفاده از ابزاری که بتواند امکان ارزیابی دینامیکی این استخوان را فراهم کند بر ابزاری که صرفا امکان ارزیابی استاتیک را تامین نماید برتری دارد؛ لذا، بنظر می رسد در میان روش های آزمایشگاهی ذکر شده صرفا روش ثبت مدل - تصویر فلوروسکوپی دو بعدی- سه بعدی دارای این ویژگی-ها در تمام زوایای حرکتی شانه است. با این حال، چنانچه قبلا اشاره شد در روش مذکور از اشعه ی یونیزان استفاده می شود.

بر اساس مجموع نتایج این مطالعه ی مروری، هر یک از روش های ارزیابی بالینی و آزمایشگاهی استخوان کتف دارای موارد کاربرد مختلف و نیز مزایا و معایبی بوده و نمی توان با قاطعیت یکی از روش های فوق را به عنوان بهترین روش ارزیابی استخوان کتف معرفی کرد. بنابر این، پیشنهاد می شود انتخاب طریقه ی ارزیابی استخوان کتف، بر اساس هدف مطالعه، امکانات موجود، و توجه به نقاط قدرت و ضعف هر یک از شیوه های نام برده صورت بگیرد.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم مائده فانی، به راهنمایی آقای دکتر علی قنبری است که از ایشان جهت راهنمایی بنده در نگارش این مقاله کمال تشکر را دارم..

منابع

1. Nijs J. Roussel N. Struyf F. Mottram S. Meeusen R. Clinical assessment of scapular positioning in patients with shoulder pain: state of the art. J Manipulative Physiol Ther 2007; 30(1): 69-75.

2. Forthomme B. Crielaard J-M. Croisier J-L. Scapular positioning in athlete's shoulder. J Sports Med 2008; 38(5): 369-386.

3. Clarsen B. Bahr R. Andersson SH. Munk R. Myklebust G. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. Br J Sports Med 2014; 48(17): 1327-1333.

4. Motiallah T. Moslemi HF. Ghanbari A. Amir MS. Saadat Z. The correlation between forward head posture and trigger points in trapezius muscle in subjects with chronic neck pain. Journal Of Research in Rehabilitation Sciences 2013; 8(6): 989-997. [Persian]

Thigpen CA. Padua DA. Michener LA. Guskiewicz K. et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20(4): 701-709.

6. Ghanbari A. Ghaffarinejad F. Mohammadi F. Effect of forward shoulder posture on pulmonary capacities of women. Br J Sports Med 2008; 42(12): 622-623.

7. Ratcliffe E. Pickering S. McLean S. Lewis J. Is there a relationship between subacromial impingement syndrome and scapular orientation? A systematic review. Br J Sports Med 2014; 48(16): 1251-1256.

8. Struyf F. Nijs J. Baeyens JP. Mottram S. Meeusen R. [Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability]. Scand J Med Sci Sports 2011; 21(3): 352-358.

9. Sugamoto K. Harada T. Machida A. Inui H. et al. Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. Clin Orthop Relat Res 2002; 401: 119-124.

10. Lewis J. Green A. Reichard Z. Wright C. Scapular position: the validity of skin surface palpation. Man Ther 2002; 7(1): 26-30.

11. Borsa PA. Timmons MK. Sauers EL. Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. J Athl Train 2003; 38(1): 12-17.

12. Scibek JS and Carcia CR. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. World journal of orthopedics 2012; 3(6): 87-94.

13. Watson L. Balster S. Finch C. Dalziel R. Measurement of scapula upward rotation: a reliable clinical procedure. Br J Sports Med 2005; 39(9): 599-603.

14. Johnson MP, McClure PW, Karduna AR. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. J Orthop Sports Phys Ther 2001; 31(2): 81-89.

15. Host HH. Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. Phys Ther 1995; 75(9): 803-812.

16. Nijs J. Roussel N. Vermeulen K. Souvereyns G. Scapular positioning in patients with shoulder pain: a study examining the reliability and clinical importance of 3 clinical tests. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(7): 1349-1355.

17. Struyf F. Nijs J. De Coninck K. Giunta M. et al. Clinical assessment of scapular positioning in musicians: an intertester reliability study. J Athl Train 2009; 44(5): 519-526.

18. DiVeta J. Walker ML. Skibinski B. Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. Phys Ther 1990; 70(8): 470-476.

19. Ben Kibler W. The role of the scapula in athletic shoulder function. Am J Sports Med 1998; 26(2): 325-337.

20. Koslow PA. Prosser LA. Strony GA. Suchecki SL. Mattingly GE. Specificity of the Lateral Scapular Side Test in Asymptomatic Competitive Athletes. J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33(6) :331-336.

21. Park S-Y. Interrater reliability and intrarater reliability of lateral scapular slide tests of females in their 20s. J Phys Ther Sci 2017; 29(4): 726-728.

22. Struyf F. Nijs J. Mottram S. Roussel NA. et al. Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. Br J Sports Med 2014; 48(11): 883-890.

23. Shadmehr A. Sarafraz H. Blooki MH. Jalaie S. Morais N. Reliability, agreement, and diagnostic accuracy of the Modified Lateral Scapular Slide test. Man Ther 2016; 24: 18-24.

24. O'Shea A. Kelly R. Williams S. McKenna L. Reliability and Validity of the Measurement of Scapular Position Using the Protractor Method. Phys Ther 2016; 96(4): 502-510.

25. Wu G. Van der Helm FC. Veeger HD. Makhsous M. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech 2005; 38(5): 981-992.

26. Matsumura N. Ikegami H. Nakamichi N. Nakamura T. et al. Effect of shortening deformity of the clavicle on scapular kinematics: a cadaveric study. Am J Sports Med 2010; 38(5): 1000-1006.

27. Kim E. Park JH. Han B-R. Park HJ. et al. In Vivo Analysis of Three-Dimensional Dynamic Scapular Dyskinesis in Scapular or Clavicular Fractures. Acta Med Okayama 2017; 71(2): 151-159.

28. Ludewig PM. Phadke V. Braman JP. Hassett DR. et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. J Bone Joint Surg Am 2009; 91(2): 378-389.

29. van Andel C. van Hutten K. Eversdijk M. Veeger D. Harlaar J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. Gait Postur 2009; 29(1): 123-128.

30. Fani M. Ebrahimi S. Ghanbari A. Evaluation of scapular mobilization and comparison to pectoralis minor stretching in individuals with rounded shoulder posture: A randomized controlled trial. J Bodyw Mov Ther 2020; 24(4): 367-372.

31. Baumgarten KM. Osborn R. Schweinle WE. Eidsness J. Schelhaas D. A novel technique for determining scapulohumeral translation :a case-control and inter-rater reliability study. Int J Sports Phys Ther 2012; 7(1): 39.

32. Hébert L. Moffet H. McFadyen B. St-Vincent G. A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. Clin Biomech 2000; 15(1): 1-8.

33. Wang CH. McClure P. Pratt NE. Nobilini R. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80(8): 923-929.

34. Lempereur M. Brochard S. Leboeuf F. Remy-Neris O. Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: a systematic review. J Biomech 2014; 47(10): 2219-2230.

35. Prinold JA. Shaheen AF. Bull AM. Skin-fixed scapula trackers: a comparison of two dynamic methods across a range of calibration positions. J J Biomech 2011; 44(10): 2004-2007.

36. Talkhani IS. Kelly CP. [Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. J Shoulder Elbow Surg 2001; 10(6): 580-584.

37. Mandalidis D. Mc Glone B. Quigley RF. McInerney D. O'brien M. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. Surg Radiol Anat 1999; 21(4): 241-246.

38. Curry T. Dowdey J. Murry R. [Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology Lea & Febiger]. Philadelphia, PA. 1984.

39. Matsuki K. Matsuki KO. Mu S. Yamaguchi S. et al. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. J Shoulder Elbow Surg 2011; 20(4):659- 665.

40. Park J-Y. Hwang J-T. Kim K-M. Makkar D. et al. How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography-a new diagnostic modality. J Shoulder Elbow Surg 2013; 22(8): 1084-1091.

41. Zhu Z. Massimini DF. Wang G. Warner JJ. Li G. [The accuracy and repeatability of an automatic 2D–3D fluoroscopic image-model registration technique for determining shoulder joint kinematics]. Med Eng Phys 2012; 34(9): 1303-1309.

42. Massimini DF. Warner JJ. Li G. [Non-invasive determination of coupled motion of the scapula and humerus—an in-vitro validation]. J Biomech 2011; 44(3): 408-412.

43. Lee B. Kim D. Jang Y. Jin H. [Three-dimensional in vivo scapular kinematics and scapulohumeral rhythm: a comparison between active and passive motion]. J Shoulder Elbow Surg 2020; 29(1): 185-194.