

مقایسه وضعیت قرارگیری استخوان کتف در دو اندام غالب و

غیر غالب در دختران سالم

*دکتر افسون نودهی مقدم، زهره اشرفی^۲

چکیده

هدف: این تحقیق با هدف مقایسه وضعیت قرارگیری استخوان کتف (پروترکشن، چرخش) و میزان لغزش جانبی کتف در هنگام بالا بردن بازو در دو سمت غالب و غیر غالب در دختران جوان انجام شد.

روش بررسی: به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی و ساده، ۳۰ دختر با محدوده سنی ۲۵-۲۰ سال در این مطالعه مقطعی - مقایسه‌ای شرکت نمودند. برای اندازه‌گیری وضعیت استراحت کتف (پروترکشن و چرخش کتف) از روش دایوینا و برای سنجش عدم تقارن کتف از تست لغزش جانبی کیبلر استفاده گردید. به جهت بررسی تکرارپذیری و پایایی روشهای اندازه‌گیری از تعیین ICC و SEM و به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از اندازه‌گیری‌ها، از آزمون آماری تی زوجی استفاده شد. یافته‌ها: متغیرهای پروترکشن و چرخش در دو سمت غالب و غیر غالب اختلاف معنی داری را نشان نداد ($p=0/57$ و $p=0/61$). همچنین اختلاف معنی داری بین لغزش جانبی کتف در وضعیتی که دستها در کنار بدن قرار داشت در دو سمت غالب و غیر غالب مشاهده نگردید ($P=0/66$)، درحالی‌که در وضعیتی که دستها روی کرسی‌های ایلیاک و ابداکشن ۹۰ درجه همراه با چرخش داخلی قرار داشت، کتف در سمت غالب بطور معنی داری خارج‌تر نسبت به سمت غیر غالب قرار داشت ($P<0/01$). نتیجه‌گیری: غالب بودن دست مسئول درجاتی از عدم تقارن در وضعیت قرارگیری کتف‌ها می‌باشد.

کلید واژه‌ها: وضعیت قرارگیری کتف / پروترکشن / چرخش / لغزش جانبی کتف

- ۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- کارشناس فیزیوتراپی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۲/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۷/۱۵

*آدرس نویسنده مسئول:

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

تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۹

*E-mail:afsoonnodehi@yahoo.com



مقدمه

راههای اعصاب محیطی مثل بالاتر بودن آستانه تشخیص حسی و سرعت هدایت و همچنین تفاوت‌های طرفی در عضلات دیده شده است (۱۳، ۱۲).

تغییراتی در وضعیت قرارگیری و حرکت کتف در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی (۱۶-۱۴) و همینطور پارگی‌های روتاتورکاف (۱۷) نشان داده شده است. همچنین تغییر راستای قرارگیری کتف می‌تواند منتهی به بی ثباتی گلنو هومرال گردد (۱۸، ۱۴، ۱۳).

کمی کردن وضعیت قرارگیری کتف برای فیزیوتراپیست‌ها اهمیت دارد، چون پاسچر سر و شانه بطور معمول در کلینیک بعنوان بخشی از پروسه‌های ارزیابی بیماران دارای اختلال عملکردی ریوی، فقرات و اندام‌های فوقانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۹). بنابراین مطالعه دقیق کمپلکس شانه در افراد سالم ضروریست تا با تعیین پارامترهای طبیعی بتوان مقادیر غیرطبیعی را مشخص نمود. لذا هدف از انجام این تحقیق تعیین و مقایسه وضعیت قرارگیری استراحت استخوان کتف (پروترکشن، چرخش) و میزان لغزش جانبی کتف در هنگام بالا بردن بازو در دو سمت غالب و غیر غالب افراد سالم می‌باشد.

روش بررسی

طی یک مطالعه تحلیلی مقطعی و مقایسه‌ای ۳۰ نفر از دانشجویان دختر دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی با میانگین سنی $21/9 \pm 1/34$ سال، میانگین وزن $53/37 \pm 7/60$ کیلوگرم و میانگین قد $160/60 \pm 6/54$ سانتی متر که به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده انتخاب شده بودند، در این مطالعه شرکت نمودند. از این افراد ۲۸ نفر راست دست و ۲ نفر چپ دست بودند.

معیارهای حذف نمونه‌ها عبارت بودند از: هرگونه درد شانه، درد ناشی از تریگرپوینت‌های نواحی گردن و پشت، در رفتگی مفاصل گلنوهورمال و آکرومیوکلایکولار، جراحی، شکستگی، بدخیمی و ناپایداری شانه، ابتلا به سندرم‌های دردگردنی، ناهنجاریهای ستون فقرات و بیماریهای نورولوژیکی، روماتیسمی، دیابت و افسردگی (۲۰).

پس از انتخاب نمونه‌ها و پیوستن افراد به طرح پژوهشی، پرسشنامه‌های حاوی اطلاعات زمینه‌ای و موارد حذف نمونه‌ها از طریق مصاحبه پرسش شده و فرم رضایت نامه کتبی پس از آگاهی کامل از روش تحقیق توسط آنها امضا شد.

برای بررسی تکرارپذیری روشهای اندازه‌گیری، ۱۱ فرد سالم به فاصله یک روز در میان از نظر کلیه متغیرهای وابسته مورد مطالعه، با هدف تعیین تکرارپذیری Intratester مورد بررسی قرار گرفتند.

روش و ابزار اندازه‌گیری پروترکشن و چرخش و تست لغزش جانبی کتف:

استخوان کتف نقش مهمی در ایجاد حرکت یکنواخت و هماهنگ کمر بند شانه‌ای دارد (۱). در هنگام بالا بردن بازو کتف باید به بالا بچرخد تا از تماس آکرومیون با روتاتورکاف جلوگیری کند. در واقع چرخش و حرکت انتقالی کتف به سمت بالا لا زمند تا اینکه آکرومیون را به سمت بالا تیلت داده، به طوریکه احتمال گیرافتادگی و فشردگی قوس کورا کوآکرومیون را کم کند (۲). همچنین کتف به عنوان یک تکیه‌گاه برای اتصال عضلات می‌باشد. در واقع عضلات متصل شده به کتف وضعیت آن را کنترل می‌کنند (۳). تغییر در عملکرد عضلات ثبات‌دهنده کتف می‌تواند عامل مهمی در ایجاد بیومکانیک غیر طبیعی کمر بند شانه‌ای باشد (۴). ضعف عضلانی یک یافته شایع در ارزیابی کمر بند شانه‌ای می‌باشد و باز دست رفتن نقش حمایتی عضلات، عملکرد شانه دچار اختلال می‌شود (۵، ۶). ضعف عضلات اسکاپولوتوراسیک می‌تواند منتهی به وضعیت قرارگیری غیر طبیعی کتف شده و با بهم زدن ریتم اسکاپولوهومرال مانع عملکرد طبیعی شانه گردد (۷). وضعیت قرارگیری طبیعی کتف بطور مناسب و کافی شرح داده نشده است و توافقی در مورد آن بین محققین وجود ندارد (۸).

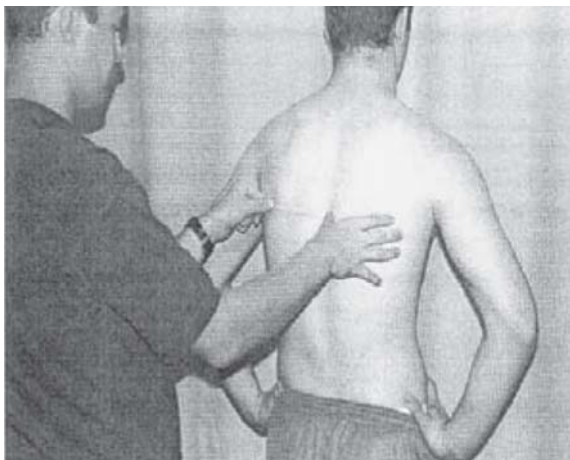
نیتر و کندال گزارش نمودند که کناره‌های داخلی کتف‌ها موازیند و فاصله بین آنها حدود $7/62$ تا $10/6$ سانتی متر (۳ تا ۴ اینچ) می‌باشد (۹، ۸). هاپنفلد بیان می‌کند که خط میانی خلفی بدن از وسط کتف‌ها گذشته و کناره‌های داخلی کتف‌ها $5/08$ سانتی متر (۲ اینچ) از زوائد خاری فاصله دارد و ریشه خار کتف در سطح زائده خاری مهره سوم پشتی می‌باشد. همچنین گری و هاپنفلد محل قرارگیری زوایای فوقانی و تحتانی کتف را به ترتیب در سطح دنده‌های دوم و هفتم ذکر می‌کنند (۱۰). این افراد هیچگونه اطلاعاتی در مورد روش اندازه‌گیری و جمعیت مورد مطالعه ذکر نمی‌کنند (۸).

سابوش و همکارانش بر خلاف نظر کندال و هاپنفلد با انجام تست Lennie فاصله زاویه تحتانی کتف‌ها را تا زوائد خاری در سمت غالب $8/7$ سانتی متر و در سمت غیر غالب $8/69$ و فاصله بین کتف‌ها را $17/19$ سانتی متر (در سطح ریشه کتف) تعیین نمودند. همچنین آنها مشابه کندال نشان دادند که وضعیت قرارگیری کتف می‌تواند تحت تأثیر غالب بودن دست قرارگیرد، بطوریکه در سمت غالب، کتف پایین تر قرار دارد (۸).

غالب بودن اندام به این معنی است که ترجیحاً از یک دست در انجام کارهای خاص استفاده کنیم. عدم تقارن فیزیولوژیکی و آناتومیکی در سطوح متفاوت سیستم عصبی مرکزی که اندام فوقانی را کنترل می‌کنند مشخص گردیده است (۱۱). علاوه بر این در اندام غالب تفاوت‌هایی در



فاصله بین زاویه تحتانی کتف تا زائده خاری مهره هم سطح آن در سه وضعیت، دستها در کنار بدن، دستها روی ستیغ خاصه‌ای^۱ (ابداکشن ۴۵ درجه) و ابداکشن ۹۰ درجه در صفحه استخوان کتف با چرخش داخلی بازو و دامنه حرکتی کامل تحت عنوان لغزش جانبی کتف آنچنانکه در شکل (۲) نشان داده شده اندازه‌گیری گردید (۳).
(شکل ۲)



پروتراکشن و چرخش کتف در حالیکه فرد در حالت ایستاده قرار داشت اندازه‌گیری می‌شد. ابتدا از افراد خواسته می‌شد که چند بار شانه‌هایشان را به سمت جلو و عقب حرکت داده و سپس به طور راحتی بایستند. ابتدا مهره هفتم گردنی از طریق لمس پیدا می‌شد. این مهره معمولاً هنگامی که سر را به جلو خم می‌کنیم، دارای بزرگترین زائده خاری در ناحیه گردن می‌باشد. سپس زائده خاری مهره دوم و سوم پشتی نیز با لمس مشخص می‌گردید. زائده خاری مهره سوم پشتی نقطه B نامیده شده و به همین ترتیب با لمس ریشه خار کتف (A)، سطح خلفی نوک آکرومیون (E)، زاویه تحتانی کتف (D) و مهره پشتی که در موازات زاویه کتف قرار دارد (C) پیدا شده و همه این نقاط به وسیله برچسب‌های کوچک دایره‌ای شکل مشخص می‌گردید. سپس فاصله‌های BC, CD, AE, BAE با متر نواری در حالیکه کاملاً بر روی بدن قرار داشت اندازه‌گیری می‌گردید (۲۰) (شکل ۱).
برای تعیین میزان پروتراکشن مطابق روش Diveta از فرمول زیر استفاده می‌شد (۲۰).

BAE = فاصله مهره سوم پشتی تا ریشه خار کتف و از آنجا تا زائده خلفی آکرومیون

AE = فاصله ریشه خار کتف تا زائده خلفی آکرومیون

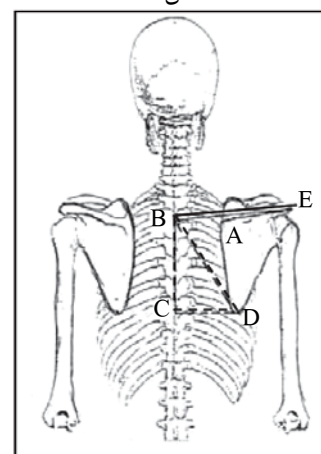
$$\text{پروتراکشن کتف} = \frac{BAE}{AE}$$

برای تعیین میزان چرخش کتف از فرمول زیر استفاده می‌شد (۲۰).

$$\text{چرخش کتف} = \tan \theta = \frac{BC}{CD}$$

CD = فاصله زاویه تحتانی کتف تا مهره پشتی هم سطح آن
BC = فاصله بین زائده خاری مهره سوم پشتی تا زائده خاری مهره در محاذات زاویه تحتانی کتف

(شکل ۱)





یافته‌ها

غیر غالب مشاهده نشد ($P=0/61$). همچنین اختلاف معنی داری بین چرخش کتف در دو سمت غالب و غیر غالب ($P=0/57$) و بین لغزش جانبی کتف در وضعیتی که دستها در کنار بدن قرار داشت در دو سمت غالب و غیر غالب مشاهده نگردید ($P=0/66$)، ولی بین لغزش جانبی کتف در وضعیتی که دستها روی کمرست‌های ایلیاک یا در ابداکشن ۹۰ درجه همراه با چرخش داخلی قرار داشت، در دو سمت غالب و غیر غالب تفاوت معنی دار وجود داشت ($P<0/01$).

مطابق جدول شماره ۱ ضرایب تکرارپذیری (ICC) روشهای اندازه‌گیری در دامنه ۰/۷۰-۰/۹۷ قرار دارد. طبق تقسیم‌بندی ارائه‌شده، اغلب ضرایب ICC در دامنه همبستگی خوب تا عالی قرار می‌گیرند (۱۹). میانگین و انحراف معیار متغیرهای پروترکشن، چرخش و لغزش جانبی کتف در دو سمت غالب و غیر غالب در جدول شماره (۲) ارائه شده است. اختلاف معنی داری بین پروترکشن کتف در دو سمت غالب و

SEM		ICC		فواصل اندازه‌گیری شده
سمت غیر غالب	سمت غالب	سمت غیر غالب	سمت غالب	
۰/۴۰	۰/۴۴	۰/۹۷	۰/۹۶	زاویه خلفی آکرومیون تا زانده شوکی مهره سوم پشتی
۰/۴۰	۰/۳۹	۰/۹۴	۰/۹۳	زاویه خلفی آکرومیون تا ریشه خار کتف
۰/۳۵	۰/۴۹	۰/۹۴	۰/۹۱	تست لغزش جانبی کتف در وضعیت دستها کنار بدن
۰/۴۲	۰/۴۶	۰/۹۱	۰/۹۳	تست لغزش جانبی کتف در وضعیت دستها روی کمرست‌های ایلیاک
۱/۱۴	۰/۸۷	۰/۷۰	۰/۷۳	تست لغزش جانبی کتف در وضعیت دستها در ابداکشن ۹۰ درجه
۰/۶۴		۰/۸۳		زانده شوکی مهره سوم توراسیک تا زانده شوکی مهره هفتم

مقدار احتمال	انحراف معیار		میانگین		متغیر
	غیر غالب	غالب	غیر غالب	غالب	
۰/۶۱	۰/۱۲	۰/۱۲	۱/۵۲	۱/۵۳	پروترکشن کتف
۰/۵۷	۴/۱۵	۳/۲۲	۳۴/۴۶	۳۴/۸۵	چرخش کتف
۰/۶۶	۰/۸۳	۰/۸۰	۸/۰۳	۸/۰۸	لغزش کتف (دستها کنار بدن)
۰/۰۰	۱/۲۳	۱/۱۴	۸/۶۳	۹/۴۶	لغزش کتف (دستها روی کمرست ایلیاک)
۰/۰۰	۱/۲۰	۱/۱۶	۱۱/۵۲	۱۲/۱۱	لغزش کتف (دستها در ابداکشن ۹۰ درجه)

بحث

استخوانی کتف به سختی لمس می‌شوند. همچنین چربی زیر جلدی نیز می‌تواند صحت لمس نقاط استخوانی را تحت تأثیر قرار دهد (۱۵). البته می‌توان گفت که علیرغم مشکل لمس نقاط استخوانی (خصوصاً با افزایش بالا بردن بازو) روشهای اندازه‌گیری از تکرارپذیری قابل قبول و بالایی برخوردار می‌باشد (۱۹). همانگونه که در بخش نتایج مطرح گردید، مقادیر پروترکشن و چرخش در دو سمت غالب و غیر غالب به ترتیب ۱/۵۳ و ۱/۵۲ سانتی‌متر و ۳۴/۸۵ و ۳۴/۴۶ درجه بدست آمده دارای اختلاف معنی داری در دو سمت نبود ($P=0/61$ و $P=0/57$). گرین فیلد وضعیت بدنی بیماران مبتلا به آسیب ایجاد شده در اثر استفاده

در این تحقیق مقادیر ضرایب همبستگی حاصله از تست‌های پروترکشن، چرخش و تست لغزش جانبی در طی دو بار اندازه‌گیری در دامنه ۰/۷۰-۰/۹۰ قرار دارد. کمترین ضرایب مربوط به اندازه‌گیری فاصله زاویه تحتانی کتف‌ها تا مهره هم سطحش در ابداکشن ۹۰ درجه بازوها می‌باشد.

مشابه تحقیق کنونی لوکاسیویژ نیز یکی از مشکلات موجود در بررسی وضعیت و راستای سه بعدی کتف را مشکل لمس نقاط استخوانی بخصوص زاویه خلفی آکرومیون و زاویه تحتانی ذکر می‌کند، بطوریکه با افزایش زاویه بالا رفتن بازو به علت فعالیت بیشتر عضلات، نشانه‌های



بیش از حدشانه (overuse syndrome) را با افراد سالم مقایسه نمود. او در افراد سالم مقادیر پروترکشن و چرخش را به ترتیب ۲ سانتی متر و ۳۸ درجه در دو سمت بدست آورد. لازم به ذکر است که میانگین سن نمونه‌های مورد بررسی در تحقیق گرین فیلد ۳۰ سال بودند (۲۰). کندال پیشنهاد نموده است که در جاتی از ضعف عضلانی می‌تواند وضعیت بدنی را تحت تأثیر قرار دهد. همچنین انحرافات وضعیتی نیز می‌توانند ضعف عضلانی ایجاد نمایند (۹). نتایج حاصله از تحقیق دایویتا نتوانست همبستگی بین ضعف عضلات سینه‌ای کوچک و دوزنقه‌ای میانی و پروترکشن کتف در وضعیتی که دستها در کنار بدن قرار داشتند را نشان دهد (۲۱).

بر خلاف نظریه دایویتا، افرادی مثل کندال و مک‌کیری معتقد بودند که ضعف عضله تراپزیوس میانی می‌تواند منتهی به افزایش ابداکشن کتف گردد (۲۲). در وضعیتی که دستها در کنار بدن قرار دارند، عضلات بسیار کمی فعالند، بنابراین عدم اختلاف معنی‌دار پروترکشن کتف در دو سمت غالب و غیر غالب می‌تواند به این علت باشد که اختلال عملکردی ناشی از ضعف عضلات ثباتی کتف چندان بارز نخواهد بود (۲۰). در تحقیق ما فاصله زاویه تحتانی کتف تا زائده خاری مهره هم سطحش در وضعیتی که دستها در کنار بدن قرار داشت، در سمت غالب و غیر غالب به ترتیب ۸/۰۸ و ۸/۰۳ سانتی متر بدست آمد که در دو سمت نیز معنی‌دار نبود ($P=0/66$). نتیجه حاصله مخالف با نظریات کندال و هاپنفلد می‌باشد که به ترتیب فاصله کتف تا زائده خاری را ۵/۰۸-۳/۸۱ و ۵/۰۸ بیان می‌کنند. البته این محققین هیچگونه اطلاعاتی را در مورد روش اندازه‌گیری و جمعیت مورد مطالعه خود ذکر نکرده‌اند (۸). در حالیکه سابوش و همکارانش با انجام تست Lennie فاصله کناره‌های داخلی کتف‌ها را تا زوائد خاری در سمت غالب ۸/۷ سانتی متر و در سمت غیر غالب ۸/۶۹ سانتی متر بیان می‌کنند که تقریباً مشابه تحقیق کنونی می‌باشد (۸).

میزان لغزش جانبی کتف در وضعیت دوم تست (دست‌ها روی کرسی‌های ایلیاک) در سمت غالب و غیر غالب به ترتیب ۹/۴۶ و ۸/۶۳ و در وضعیت سوم تست (دست‌ها در ابداکشن ۹۰ درجه) در سمت غالب و غیر غالب به ترتیب ۱۲/۱۱ و ۱۱/۵۲ سانتی متر حاصل گردید. همچنین بطور معنی‌داری کتف سمت غالب خارج‌تر قرار می‌گرفت ($P<0/01$). استفاده طولانی مدت از عضلات انتخابی در حین فعالیت‌های معمول زندگی روزمره می‌تواند مشابه انجام تمرینات در نظر گرفته شود. بنابراین می‌تواند موجب تغییراتی در سطوح مختلف سیستم عصبی گردد. یکی از

نتیجه‌گیری

غالب بودن دست مسئول در جاتی از عدم تقارن در دو سمت می‌باشد. در گذشته با توجه به عدم وجود مقادیر نرمال، اندام سمت سالم اغلب بعنوان کنترل برای ارزیابی اختلال اندام درگیر مورد استفاده قرار می‌گرفت که نتایج این تحقیق و مطالعات مشابه چنین مقایسه‌ای در اندام فوقانی را زیر سؤال می‌برد.



محدودیت‌های تحقیق:

مختلف انجام می‌شود که ابزارهای آن به آسانی در دسترس درمانگران قرار نمی‌گیرند. همچنین از آنجا که نمونه‌ها غیر تصادفی انتخاب شده بودند، تعمیم نتایج باید با احتیاط صورت پذیرد.

استفاده از تکنیک‌های دوبعدی نمی‌تواند بطور کامل نمایانگر حرکت کتف باشد. مطالعات کینماتیکی سه بعدی کتف با استفاده از تکنیک‌های

منابع:

- 1- Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function. 2001, 3rd Edition. F.A Davis Company
- 2- Kamkar A, Irrgang JJ, Whitney SL. Non operative management of secondary shoulder Impingement syndrome. JOSTPT 1993; 17: 212-227
- 3- Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. American Journal of Sports Medicine 1998; 26 (2): 325-337
- 4- Magarey ME, Jones MA. Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. Manual Therapy 2003; 8(4): 195-206
- 5- Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. Manual Therapy 2000; 5(2): 61-73
- 6- Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. Physical Therapy 1986; 66: 1855-1865
- 7- Amiram D. The relationship between scapular dynamic instability and shoulder pathologies during golf swing. The part of the seminar of sports injuries in the fulfillment for graduation in physiotherapy; July 2001
- 8- Sobush DC, et al. The lennie test for measuring scapular position in healthy young adult females: A reliability and validity study. JOSTPT 1996; 23(1): 39-50
- 9- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Muscles testing and function (4th Ed), Baltimore, MD: Willams & Wilkins, 1993
- 10- Hoppenfeld S. Physical examination of the spine and extremities, New York, NY: Appleton-Century Crafts, 1976
- 11- Hammond G. Correlates of human handedness in primary motor cortex: A review and hypothesis, Neuroscience and Biobehavioral Reviews 2002; 26: 285-292
- 12- Bernardi M, Felici F, et al. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contra lateral limbs. Journal of Electromyography and Kinesiology 1999; 9: 121-130
- 13- Diederichsen LP, et al. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006; 17: 99-103
- 14- 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
- 15- Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L. Comparisons of three – dimensional Scapular position and orientation between subjects with and without shoulder Impingement. JOSTPT. 1999; 29: 574-586
- 16- Warner J, Micheli L, et al. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. Clinical orthopaedics and related research 1992; 285: 191-199
- 17- Paletta GA, Warner J, et al. Shoulder kinematics with two-plane X ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing. Journal of shoulder and Elbow surgery 1997; 6 (6): 516-527
- 18- Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006; 16: 224-235
- 19- Gibson MH, Goebel GR, Jordan TM. A Reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. JOSTPT 1995; 21(2): 180-186
- 20- Greenfield B, Catlin PA, Coats PW. Posture in patients with shoulder overuses injuries and healthy individuals. JOSTPT 1995; 21: 287-295
- 21- Diveta J, Walker ML, Skibinski B. Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. Physical Therapy 1990; 70: 61-8
- 22- 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
- 23- Osu R, Franklin DW, et al. Short and long term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. J Neurophysiol 2002; 88: 991-1004
- 24- Thoroughman KA, Shadmehr R. Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. J Neuroscience 1999; 19:8573-88
- 25- Kibler WB. Role of the scapula in the overhead throwing motion. Contemp Orthop 1991; 22: 525-532
- 26- Voight ML, Thomson BC. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. Journal of Athletic training 2000; 35(3): 364-373