Relationship Between Scapular Movement Impairment and Shoulder Girdle Strength and Range Of Motion In Professional Male Volleyball Players

Pashaei Z[1], Daneshmandi H[2], Aliasghar Norasteh A.A[2], Fatahi A[3]

Abstract

Purpose: Movement is considered a system that is made up of several elements, each of which has a relatively unique basic function necessary for the production and regulation of movement. Sometimes, repetitive movement and sustained postures causes to move away from the normal state. The purpose of this study was to investigate the relationship between scapular movement impairment and shoulder girdle strength and range of motion in professional male volleyball players.

Methods: 120 men volleyball players (mean ± SD, age: 23.25±3.23 years, weight: 88.11±8.14 kg and height: 192.78±8.63cm) participated in this study. Participants classified according to the obvious scapular movement impairment during scapular dyskinesis test and Kibler shoulder lateral slip test. For measure the strength and range of motion handheld power meter and goniometer were used respectively. Scapulohumeral rhythm used to measure with inclinometer. Shapiro- Wilk test was used to check the data normality. Pearson correlation ($p<0.05$) was used to analyze data.

Results: The results showed, there was a significant relationship between movement impairment and range of motion of the shoulder extension ($p=0.001$), ($r=-0.752$), Internal rotation ($p=0.003$), ($r=-0.554$), strength scapula downward rotation ($p=0.003$), ($r=-0.482$), elevation ($p= 0.029$), ($r = 0.286$) and Depression ($p=0.003$), ($r=0.460$) Scaption ($p=0.003$),($r =0.137$), scapula protraction ($p=0.001$), ($r=0.534$), and retraction ($p=0.002$), ($r=-0.649$) and scapulohumeral rhythm 0°, 90°, 135°($p= 0.001$), ($r=0.583$, 0.581, 0.583) and 45° ($p=0.003$), ($r=0.580$). However, there was no significant relationship between movement impairment, rang of motion of the shoulder flexion, external rotaion, adduction and abduction, strength of the shoulder flexion, extension, abduction, adduction, internal and external rotation, and horizontal adduction. ($p>0.05$)

Conclusion: According to the results pattern of repetitive movement in the sport of volleyball, in long duration may disturb the balance of natural ratio of strength, range of motion and scapulohumeral rhythm in the shoulder girdle and scapula reign.

Keywords: Movement impairment, Volleyball, Scapula, Strength, Range of motion

Received: 2021.03.18 Accepted: 2021.06.10

ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف با قدرت و دامنه حرکتی کمربند شانه ای در والیبالیست های حرفه ای مرد

زهرا پاشایی [۱]، حسن دانشمندی[۲]، علی اصغر نورسته[۲] علی فتاحی[۳]

هدف : حرکت به عنوان یک سیستم تلقی می شود که خود از اجزایی تشکیل شده است که در تولید و تنظیم آن نقش مهمی دارند. گاهی قرار گرفتن در وضعیتی ثابت برای مدتی طولانی و یا انجام حرکات تکراری، سبب دور شدن از وضعیت طبیعی می شود. هدف از تحقیق حاضر، بررسی ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف (Scapula Dyskinesis) با قدرت و دامنه حرکتی کمربند شانه ای در والیبالیست های حرفه ای مرد بود.

روش بررسی : آزمودنی های این پژوهش شامل ۱۲۰ مرد والیبالیست حرفه ای با (میانگین± انحراف معیار، سن: ۳/۲۳±۲۳/۲۵ سال، قد: ۸/۶۳ ± ۱۹۲/۷۸ سانتی متر، وزن: ۸/۱۴ ± ۸۸/۱۱ کیلوگرم) بودند، که به صورت غیر تصادفی هدف دار انتخاب شدند. شرکت کنندگان در این مطالعه بر اساس مشاهده اختلال حرکتی کتف در حین آزمون اختلال حرکتی کتف و آزمون لغزش جانبی کتف انتخاب شدند. برای اندازه گیری قدرت و دامنه حرکتی به ترتیب از قدرت سنج دستی و گونیامتر استفاده شد.

برای ارزیابی ریتم کتفی_بازویی از ریتم سنج (Inclinometer) استفاده گردید. برای توزیع طبیعی داده ها از آزمون شاپیرو- ویلک استفاده شد. همچنین برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون همبستگی پیرسون ($p<۰/۰۵$) استفاده شد.

یافته ها : نتایج نشان داد که بین اختلالات حرکتی کتف و دامنه حرکتی اکستنشن (Extention) ($p=۰/۰۰۱$)، ($r=-۰/۷۵۲$)، چرخش داخلی شانه ($p=۰/۰۰۳$)، ($r=-۰/۵۵۴$)، قدرت چرخش تحتانی کتف ($p=۰/۰۰۳$)، ($r=-۰/۴۸۲$)، اسکاپشن (Scaption) ($p=۰/۰۰۳$)، ($r=۰/۱۳۷$)، الویشن (Elevation) ($p=۰/۰۲۹$)، ($r=۰/۲۸۶$)، دپریشن (Depration) ($p=۰/۰۰۲$)، ($r=۰/۴۶۰$)، پروتراکشن (Protraction) ($p=۰/۰۰۱$)، ($r=۰/۵۳۴$)، و ریترکشن (Retraction) کتف ($p=۰/۰۰۲$)، ($r=-۰/۶۴۹$)، همچنین ریتم کتفی بازویی ۰°، ۹۰° و ۱۳۵°($p=۰/۰۰۱$)، (۰/۵۸۳، ۰/۵۸۱، $r=۰/۵۸۳$)، ۴۵° ($p=۰/۰۰۳$)، ($r=۰/۵۸۰$)، رابطه معنی داری وجود دارد. با این حال بین اختلالات حرکتی کتف و دامنه حرکتی فلکشن (Flexion)، ابداکشن (Abduction)، اداکشن (Adduction) و چرخش خارجی شانه، همچنین قدرت اداکشن افقی، فلکشن، اکستنشن، اداکشن، ابداکشن و چرخش داخلی و خارجی شانه رابطه معنی داری مشاهده نشد ($p> ۰/۰۵$).

نتیجه گیری : با توجه به نتایج این تحقیق، به نظر می رسد انجام الگوهای حرکتی تکراری در ورزش والیبال ممکن است در طولانی مدت باعث به هم خوردن نسبت طبیعی قدرت، دامنه حرکتی و ریتم کتفی بازویی در کتف و کمربند شانه ای شود.

کلمات کلیدی: اختلالات حرکتی، والیبال، کتف، قدرت، دامنه حرکتی

نویسنده مسئول: ، زهرا پاشایی، Melikapashaei.4@gmail.com، ORCID: 0000-0002-8818-6684

آدرس: رشت، گیلان، دانشکده علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

۲- استاد گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران

مقدمه

مفصل شانه یکی از مهمترین مفاصل درگیر در رشته های ورزشی بالای سر از جمله والیبال، تنیس، هندبال، بیسبال، شنا و بدمینتون است. ورزشکاران این رشته ها به واسطه انجام حرکات تکراری (Repeated Movement) و پرتابی از بالای سر در زاویه بیش از ۹۰ درجه، و نیز به علت نیرو و بار زیادی که به آن وارد می شود، در معرض خطر بالای آسیب های شانه قرار دارند (۱). امروزه والیبال یکی از محبوب ترین ورزش ها است. بسیاری از مهارت هایی که در این رشته اجرا می شوند، مانند اسپک، سرویس و دفاع روی تور نیازمند تماس مداوم کمربند شانه ای والیبالیست با توپ در حالت دست بالای سر (Over head) می باشد (۲). آسیب های شانه عموما ناشی از استفاده مکرر و تکرار زیاد حرکت بوده و به ندرت به واسطه ضربه حاد ایجاد می شوند. مکانیسم بروز این آسیب ها اکثرا پیچیده است، اما احتمالا شامل اسپک ها و سرویس هایی با الگوی تکراری می باشد (۳). حرکات تکراری و حفظ وضعیت های بدنی ثابت (Sustained Postures) به مدت طولانی سبب ایجاد تغییراتی در بافت عضلانی_اسکلتی و عصبی می شود (۴).

دامنه حرکتی و قدرت کمربند شانه ای، در پاره ای از تحقیقات در افراد دارای دیسکینزی کتف به عنوان عوامل اثرگذار دیسکینزی بیان شده اند. (۵-۷) مطالعه Clarsen و همکارانش (۸)، از جمله مطالعاتی بود که به رابطه اختلال حرکت کتف با دامنه حرکتی چرخش شانه پرداختند. نتایج نشان داد که بین اختلال حرکت کتف، کاهش دامنه های حرکتی چرخش شانه و کاهش قدرت چرخش دهنده های خارجی شانه با آسیب های شانه رابطه معنی داری وجود دارد. با توجه به مطالعه ی Tomas و همکارانش (۹)، کمبود دامنه حرکتی چرخش داخلی شانه با قرارگیری کتف در موقعیت پروترکشن شده رابطه معنی داری دارد. در بررسی قنبری (۱۰)، مشاهده شد که بین دامنه حرکتی چرخش شانه با اختلال حرکت کتف روابط همبستگی معنی داری وجود دارد.

تغییرات وضعیت قرارگیری کتف، وضعیت غیرطبیعی شانه و عدم تعادل قدرت عضلات قدامی و خلفی شانه، از جمله عوامل مهم اختلال شانه و سندرم های درد مزمن گزارش شده اند (۱۱). مطالعات کمی قدرت برخی عضلات

شانه را در افراد با دیسکینزی کتف بررسی کرده اند که البته نتایج متفاوتی دارند. در مطالعه حاجی حسینی و همکارانش (۱۲)، مشاهده شد که در مقایسه با گروه بدون دیسکینزی افراد مبتلا به دیسکینزی کتف دارای عضلات چرخش دهنده (Rotators)، دندانه ای قدامی (Anterior Serratus) و ذوزنقه تحتانی (Lower Trapezius) ضعیف تری بودند. نتایج مطالعه Merolla و همکارانش (۱۳)، کاهش قدرت عضلات تحت خاری (Infraspinatus) و فوق خاری (Supraspinatus) را در ورزشکاران بالای سر مبتلا به دیسکینزی کتف نشان داد.

ریتم کتفی بازویی به عنوان یک سند کینماتیکی نشان دهنده وضعیت حرکت مفصل شانه است. در هنگام حرکت بازو به بالای سر، به ازای مقدار حرکت انجام شده در مفصل گلنوهومرال(Glenohumeral)، به طور همزمان در استخوان کتف نیز مقدار مشخصی چرخش بالایی اتفاق میافتد (۱۴). در مطالعه حسینی مهر و همکاران (۱۵)، مشاهده شد که کتف دست برتر ورزشکاران در حالت استراحت به طور معنی- داری چرخش پایینی (Downward Rotation) بیشتری نسبت به دست غیر غالب آن ها داشت و به طور کلی نسبت ریتم کتفی بازویی ورزشکاران نسبت به غیر ورزشکاران به طور معنی داری کمتر گزارش شد. وجود الگوی حرکات تکراری و استفاده مداوم از دست برتر در والیبالیست ها می تواند زمینه ساز بروز اختلالات حرکتی کتف (Scapula Movement Impairment) و تغییراتی در دامنه حرکتی و ریتم کتفی بازویی (Scapulohumeral Rhythm)، در این ورزشکاران شود. با توجه به مطالعات گذشته، اکثر محققین به بررسی تفاوت در قدرت، ریتم کتفی بازویی و دامنه حرکتی افراد با و بدون دیسکینزی پرداخته اند و کمتر به وجود یا عدم وجود ارتباط این متغیرها با اختلالات حرکتی کتف توجه شده است. این در حالی است که در تعداد محدودی از مطالعات هم که به بررسی این ارتباط توجه شده است، برخی از عضلات و دامنه های حرکتی را مورد بررسی قرار داده اند. از طرفی این اختلالات به میزان کمی در بازیکنان نخبه با الگوی بالای سر که در سطح حرفه ای و ملی فعالیت دارند و میزان تمرین و حرکات تکراری بیشتری با الگوهای حرکتی تخصصی را در طول روز انجام می دهد، مورد توجه قرار گرفته است. همچنین با توجه به این که حرکات تکراری با سرعت و شدت بالا در این اختلالات موضوع بسیار مهمی است، به نظر می رسد مطالعات بیشتری در این زمینه لازم باشد. نظر به اینکه مربیان کمی به الگوی صحیح دقت کرده و بازیکنان در سطح حرفه ای در فصول تمرینی و مسابقات، زیر نظر مربیان مختلف قرار می گیرند و حرکات تکراری در طول روز توسط آن ها اجرا می شود، این تکرار حرکات می تواند آن ها را مستعد بروز اختلال حرکتی در کمربند شانه ای کند. در این راستا محقق در تحقیق حاضر، به بررسی ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف با قدرت، دامنه حرکتی کمربند شانه ای و ریتم کتفی بازویی در بازیکنان حرفه ای والیبال پرداخت.

روش بررسی

جامعه آماری تحقیق حاضر شامل مردان والیبالیست فعال در لیگ های برتر کشور با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال و با حداقل ۲ سال سابقه حضور در لیگ برتر کشوری بودند. برای تعیین حجم نمونه با توجه به جامعه آماری (۱۷۵ نفر)، از فرمول کوکران استفاده گردید و از ۱۴۵ نفر که مورد بررسی قرار گرفتند، ۱۲۰ آزمودنی با توجه به نتیجه فرمول انتخاب شدند (فرمول ۱). همچنین با توجه به معیار های ورود و خروج، از تعداد کل آزمودنی های مورد بررسی، ۷ نفر دارای سندرم متقاطع فوقانی، ۲ نفر دارای اسکولیوز، ۴ نفر تحت درمان به علت آسیب قبلی، ۱ نفر سابقه شکستگی ترقوه، ۲ نفر دارای سندرم گیرافتادگی شانه، ۳ نفر دارای ناهنجاری شانه نابرابر بیشتر از دو درجه و ۶ نفر به دلیل عدم همکاری با پژوهش از ادامه پژوهش حذف شده و تعداد ۱۲۰ نفر به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند.

فرمول ۱: فرمول کوکران جهت بررسی حجم نمونه

$$n = \frac{Nt^2pq}{Nd^2 + t^2pq}$$

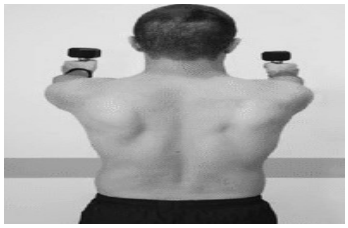
$$= \frac{175(\frac{1}{96}^2)(0/5)(0/5)}{175(0/05^2) + (1/96^2)(0/5)(0/5)} = 120$$

در این فرمول N تعداد کل جمعیت آماری ، t ضریب اطمینان، که چنانچه سطح معنی داری آزمون برابر با ۰/۰۵ باشد، مقدار این ضریب برابر است با ۱/۹۶. p احتمال وجود صفت در جامعه (نسبت جمعیت دارای صفت معین) q احتمال عدم وجود صفت در جامعه (نسبت جمعیت فاقد

صفت معین) =p-۱، d دقت نمونه گیری (تفاضل نسبت واقعی صفت در جامعه با میزان تخمین محقق برای وجود آن صفت در جامعه)

در طول این تحقیق هیچ یک از ورزشکاران تحت برنامه مراقبتی و درمانی، توانبخشی قرار نداشتند. در مرحله اول با توجه به مثبت شدن نتیجه آزمون دیسکینزی (Dyskinesis Test) با دمبل و آزمون لغزش جانبی کتف (Latral Scapular Slide Test; LSST) جهت وجود اختلال و عدم تقارن در کتف، آزمودنی هایی که در هنگام اجرای آزمون مشاهده ای دیسکینزی با دمبل (که با توجه به وزن بدن آن ها انتخاب شده بود)، وجود اختلال حرکت در کتف آن ها مشاهده شد و در بررسی آزمون لغزش جانبی کتف، وجود عدم تقارن به اندازه ۱/۵ سانتی- متر و یا بیشتر بین دو کتف آن ها وجود داشت، به عنوان نمونه این مطالعه انتخاب شدند. از جمله معیار های خروج از مطالعه سابقه آسیب هایی مانند دررفتگی یا شکستگی در هر کدام از استخوان های کمربند شانه ای، ناهنجاری- های شدید ستون فقرات پشتی،گردنی و ناهنجاری های شانه، پارگی کامل عضلات کمربند شانه ای، کپسولیت چسبنده، هرگونه آتروفی در ناحیه عضلات کتف، وجود اختلالات عضلانی_اسکلتی شدید در اندام فوقانی بود (۱۲).

برای ارزیابی اختلال حرکت کتف، از آزمون دیسکینزی کتف تصویر ۱ استفاده شد، به این صورت که آزمونگر در پشت آزمودنی قرار گرفت و آزمودنی با ۲ دمبل (وزن بالای ۶۸ کیلوگرم با دمبل ۲/۵ کیلوگرمی و زیر ۶۸ کیلوگرم با دمبل ۱/۵ کیلوگرمی)، حرکات فلکشن (Flexion) و ابداکشن را با پنج تکرار انجام داد و آزمونگر به کمربند شانه ای و بخصوص حرکت کتف فرد توجه کرد. در این روش، آزمون در جهت تشخیص اختلال حرکت کتف با مشاهده ی لبه های تحتانی و داخلی کتف جهت تشخیص بالدار شدن (Winging Scapula) و یا برجسته شدن لبه داخلی آن، کم بودن حرکت نرم و هماهنگی کتف از طریق بالارفتن زودهنگام آن و انجام سریع چرخش داخلی کتف در فاز پایین آوردن بازو از وضعیت کاملا دور شده انجام شد (۱۶). پایایی این آزمون در سطح خوب (۷۵-۸۲ ٪ = توافق، ۰/۶۱ – ۰/۴۸=K) برآورد شده است. روایی هم زمان آن در جمعیت بزرگی از ورزشکاران بالای سر اندازه گیری شد و نتیجه حاکی از امکان تشخیص حرکت غیر نرمال کتف با استفاده از آزمون مذکور بود (۱۸، ۱۷).



تصویر ۱: آزمون دیسکینزی کتف

همچنین برای بررسی دقیق تر از آزمون لغزش جانبی کتف که توسط Kibler ارائه گردیده، استفاده شد (۱۷). در این آزمون ابتدا زاویه تحتانی کتف با ماژیک بر روی پوست علامت زده شد، سپس فاصله آن از مهره مجاور هم راستای خود در سه وضعیت ۱- دست ها در کنار بدن ۲- دست ها بروی کمر ۴۵ درجه، به طوری که انگشت شست در عقب و چهار انگشت در جلو بود و ۳- بازو ها در زاویه ۹۰ درجه ابداکشن و به طوری که انگشت شست رو به پایین بود، توسط متر نواری اندازه گیری شد. اندازه گیری ها با سه تکرار در هر دو دست صورت گرفت و سپس میانگین آن ها محاسبه شد. در صورت وجود تفاوت به میزان ۱/۵ سانتی متر و یا بیشتر بین دو دست، آزمون مثبت گزارش شد و فرد دارای اختلال در کتف بود. در حالت طبیعی این فاصله به میزان سه اینچ گزارش شده است، که افزایش یا کاهش این فاصله باعث اختلال در پاسچر ایستا و همچنین حرکات کتف می شود. کیبلر پایایی درون گروهی این آزمون را از ۰/۸۴ تا ۰/۸۸ و پایایی خارج گروهی آن را از ۰/۷۷ تا ۰/۸۵ در زوایای مختلف گزارش نموده است (۱۷).

برای بررسی ریتم کتفی بازویی تصویر ۲، از یک اینکلاینومتر جهت اندازه گیری بالارفتن شانه و یک اینکلاینومتر دیگر جهت اندازه گیری چرخش بالایی کتف استفاده شد. درجه ی چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلاینومتر دوم که بر روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود، اندازه گیری شد. از آزمودنی در حالت ایستاده با پای برهنه خواسته شد تا اکستنشن کامل آرنج (Elbow Extension)، وضعیت خنثی مچ و انگشت شست متمایل به صفحه ی کرونال را انجام دهد. اینکلاینومتر به طور عمودی دقیقا زیر سر متحرک عضله دلتوئید (Deltoid Muscle) با استفاده از یک نوار به بازو متصل شد. در وضعیتی که دست ها در کنار بدن بود وضعیت استراحت کتف (میزان چرخش بالایی/ پایینی) اندازه گیری شد. ریتم کتفی بازویی توسط تقسیم کردن ابداکشن شانه (Shoulder Abduction) بر چرخش

بالایی کتف (Scapula Upward Rotation) محاسبه شد. آزمودنی حرکت را در ۹۰،۱۳۵و ۴۵ درجه ابداکشن متوقف کرد و مقدار عددی دو اینکلاینومتر یادداشت و جهت محاسبه ریتم استفاده شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار با دست برتر ، دو دقیقه استراحت بین هر تکرار، انجام داد و میانگین سه حرکت برای تجزیه و تحلیل استفاده شد. در این بررسی کاهش یا افزایش چرخش بالایی کتف در حین حرکت گلنوهومرال مورد بررسی قرار گرفت. در حالت طبیعی کتف ۳۰ درجه چرخش بالایی در حالت استراحت دارد که کاهش چرخش بالایی کتف در حین حرکات بازو به عنوان بروز اختلال در ریتم در نظر گرفته شد (۱۹). پایایی این آزمون از ۰/۸۶ تا ۰/۹۱ و روایی آن را از ۰/۶۶ تا ۰/۸۹ گزارش نموده اند (۱۵،۲۰). همچنین جهت اندازه گیری دامنه حرکتی (Range Of Motion) از گونیامتر (Goniometer) استفاده شد.

تصویر ۲: اندازه گیری ریتم اسکاپولوهومرال

دامنه حرکتی چرخش داخلی و خارجی شانه (Shoulder Internal And External Rotation Range Of Motion): جهت بررسی دامنه حرکتی چرخش های داخلی و خارجی شانه، آزمودنی به پشت دراز کشید. بازو در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن و آرنج در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن قرار گرفت. یک حوله لوله شده در زیر سر پروگزیمال (Proximal) بازو قرار داده شد. جهت اندازه گیری میزان چرخش داخلی شانه محور گونیامتر روی زائیده آرنجی (Olecranon Fossa)، بازوی ثابت عمود بر زمین و در امتداد استخوان بازو و بازوی دیگر آن در امتداد استخوان زند زیرین قرار گرفت. سپس از آزمودنی خواسته شد تا چرخش داخلی بازو را انجام دهد. زاویه بین دو بازوی گونیامتر بر حسب درجه ثبت شد. جهت اندازه گیری چرخش خارجی نیز آزمودنی بعد از اتخاذ وضعیت شروع، چرخش خارجی بازو را انجام داده و زاویه بین دو بازو گونیامتر بر حسب درجه ثبت گردید (۱۰،۱۳،۱۷).

دامنه حرکتی فلکشن شانه (Shoulder Flexion Range Of Motion): جهت بررسی دامنه حرکتی فلکشن شانه، فرد به پشت بر روی تخت دراز کشید، ران ها و زانوهایش در حالت ۹۰ درجه خم شد. در حالی که آرنج ها در اکستنشن بودند، فرد خم شدن شانه را دو طرفه در سطح ساجیتال (Sagittal Plane) کامل انجام داد و کف دست ها را به سمت هم چرخاند. بازوی ثابت گونیامتر در امتداد سینه موازی با پهنای میز قرار گرفت، بازوی متحرک نیز در امتداد محور طولی بازو قرار گرفت.(۲۱)

دامنه حرکتی اکستنشن شانه (Shoulder Extension Range Of Motion): جهت بررسی دامنه اکستنشن شانه، فرد به شکم روی تخت دراز کشید، سر در وضعیت طبیعی قرار گرفت. فرد باز شدن دو طرفه شانه را در سطح ساجیتال اجرا کرد. برای این کار آرنج ها در وضعیت اکستنشن بود. بازوی ثابت گونیامتر در امتداد سینه، موازی با پهنای میز قرار گرفت، در حالی که بازوی متحرک در امتداد محور طولی بازو قرار گرفت. (۲۱)

دامنه حرکتی ابداکشن شانه (Shoulder Abduction Range Of Motion): جهت اندازه گیری دامنه ابداکشن شانه آزمودنی روی تخت به پشت دراز کشید، ران ها و زانوهایش در حالت ۹۰ درجه خم شد. حرکت ابداکشن دوطرفه را انجام داد. زمانی که بیشترین ابداکشن ایجاد شد، در قسمت میانی بخش فوقانی بازو و اپی کندیل خارجی استخوان بازو علامت گذاری انجام شد. برای این منظور بازوی ثابت گونیامتر موازی با ستون فقرات، بازوی متحرک در راستای محور طولی استخوان بازو، در جهت دو نقطه مشخص شده قرار گرفت (۲۱).

دامنه حرکتی اداکشن شانه (Shoulder Adduction Range Of Motion): برای اندازه گیری دامنه حرکتی اداکشن شانه، حرکت در صفحه فرونتال(Frontal Plane) رخ داد. ادامه حرکت بازگشت به صفر درجه از موقعیت ابداکشن کامل را شامل شد. برای

این منظور بازوی ثابت گونیامتر موازی با ستون فقرات، بازوی متحرک در راستای محور طولی استخوان بازو، در جهت دو نقطه مشخص شده قرار گرفت (۲۱). جهت اندازه گیری قدرت عضلانی از قدرت سنج دستی (Handdeld Power Meter) استفاده شد. (r=۰/۹۹) لازم به ذکر است تمام اندازه گیری های مربوط به قدرت عضلات، ۳ بار تکرار شد و میانگین برای تحلیل داده استفاده گردید. ۳۰ ثانیه استراحت بین هر اندازه گیری و یک دوره ۱ دقیقه ای استراحت بین هر وضعیت آزمون، به آزمودنی ها داده شد (۲۲).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت چرخش به خارج (Shoulder External Rotation) و چرخش داخلی شانه (Shoulder Internal Rotation): آزمودنی روی شکم خوابید، سر به سمت دیگر چرخانده شد. شانه در ۹۰ درجه ابداکشن روی تخت، آرنج کاملا روی تخت و ساعد عمود از لبه تخت آویزان بود. یک حوله لوله شده نیز زیر بازو قرار داده شد. دینامومتر نزدیک زایده استیلوئید استخوان رادیوس (Radial Styloid Process) و در سطح پشتی مچ قرار گرفت و فرد در مقابل نیرویی که به سمت چرخش به داخل اعمال شد، مقاومت کرد. فرد ساعد را به سمت بالا در دامنه چرخش خارجی به حرکت در آورد. همچنین برای چرخش داخلی، دینامومتر نزدیک زایده استیلوئید رادیوس و در سطح کف دستی مچ قرار داده شد. فرد در مقابل نیرویی که به سمت چرخش به خارج وارد شد، مقاومت کرد (۱۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک فلکشن شانه (Shoulder Flexion): برای اندازه گیری قدرت فلکشن، آزمودنی در وضعیت طاقباز بر روی تخت دراز کشید، شانه ی او از تخت آویزان و کف دست رو به زمین بود. دستگاه بر سطح انتهایی تحتانی بازو قرار گرفته شد و از آزمودنی خواسته شد با آرنج صاف به بالا نیرو وارد کند (۲۳).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک اکستنشن شانه (Shoulder Extension): برای اندازه گیری قدرت اکستنشن آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت دراز کشید و کف دست رو به بالا بود. دستگاه بر سطح انتهای تحتانی بازو حفظ شد و از آزمودنی خواسته شد با آرنج خم به سمت بالا نیرو وارد کند (۲۳).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک ابداکشن شانه (Shoulder Abduction): برای اندازه گیری قدرت ابداکشن شانه آزمودنی روی صندلی نشسته و شانه مورد بررسی در زاویه ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه فرونتال قرار گرفت. آزمونگر با حفظ دستگاه در قسمت خارجی_ تحتانی بازو از آزمودنی خواست که با حداکثر نیرو در جهت حرکت ابداکشن به دستگاه نیرو وارد کند (۲۳).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک اداکشن شانه (Shoulder Adduction): برای اندازه گیری قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن، آزمونگر دستگاه را در قسمت داخلی_تحتانی بازو حفظ کرده و از فرد خواسته شد که حرکت اداکشن را با حداکثر نیرو اجرا کند (۲۳).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت اسکاپشن(Scaption): آزمودنی در وضعیت نشسته و شانه در زاویه ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه کتف آزمایش شد (انگشت شست به سمت بالا و ساعد در وضعیت میانه قرار گرفت). با یک دست کتف آزمودنی ثابت نگه داشته شد و با دست دیگر دینامومتر میانه فاصله شانه و آرنج (بین زائده آخرومی تا اپی کندیل خارجی استخوان بازو) قرار گرفت. در این حالت آزمودنی در مقابل نیرویی که برای پایین بردن دست وارد شد، مقاومت کرد (۱۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت اداکشن افقی(Horizontal Adduction): آزمودنی طاقباز خوابید. در حالی که آرنج در حالت اکستنشن و شانه در ۹۰ درجه فلکشن و کمی چرخش داخلی بود، آزمودنی بازو را به سمت انتهای جناغی استخوان ترقوه (Clavicle) به اداکشن افقی برد. فشار توسط دستگاه به ساعد در جهت ایجاد ابداکشن افقی وارد شد (۲۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت ریترکشن و چرخش به پایین کتف (Scapula Retraction):

آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت قرار گرفت، به طوری که شانه در ۹۰ درجه ابداکشن و آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. یک حوله تا شده در زیر بازو قرار داده شد تا بازو هم سطح زائده آخرومی قرار گیرد. دینامومتر روی قسمت خلفی خارجی زائده آخرومی کتف قرار گرفت و از آزمودنی خواسته شد، با حداکثر نیرو کتف را به ستون فقرات نزدیک کرده و به دینامومتر، نیرو اعمال کند (۲۳، ۱۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت پروترکشن و چرخش به بالای کتف(Scapula Protraction): جهت ارزیابی قدرت پروتراکشن، کتف نیز به روش ریتراکشن کتف عمل کرده با این تفاوت که آزمودنی طاقباز و با زانوی خم روی تخت قرار گرفت، به شکلی که شانه در ۹۰ درجه ابداکشن و آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. یک حوله تا شده در زیر بازو قرار داده شد تا بازو هم سطح زائده آخرومی قرار گیرد. سپس دینامومتر در راستای محور طولی استخوان بازو، روی زائده آرنجی زند زیرین قرار گرفت و از آزمودنی خواسته شد با حداکثر نیرو، کتف را از سطح زمین دور کرده و به دینامومتر، نیرو اعمال کند (۲۳، ۱۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت الویشن کتف(Scapula Elevation): آزمودنی در حالت نشسته، دسته هایش را بر روی ران پا قرار داد و حرکت الویشن را انجام داد. با اکستنشن طرفی گردنی، استخوان پس سری به سمت بالا آمده و صورت به سمت مقابل چرخید. در این حالت فعالیت ذوزنقه فوقانی جدا از دیگر عضلات بالا برنده کتف بررسی شد. دینامومتر بر روی آکرومیال قرار گرفت مقاومت به سمت پایین اعمال شد (۲۳).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت دپریشن کتف (Scapula Depression): آزمودنی روی شکم خوابید و سر به سمتی چرخید که فرد راحت تر بود. ابداکشن ۱۳۵ درجه در بازو انجام گرفت. ساعد در وضعیت میانه و شست به سمت سقف قرار گرفت. از آزمودنی خواسته شد بازویش را مستقیم به سمت سقف بالا بیاورد و نگه دارد. دینامومتر در فاصله بین زایده آخرومی و ریشه خار استخوان کتف قرار گرفت. مقاومت مستقیم در جهت پایین بردن روی استخوان کتف اعمال شد (۱۱).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت چرخش تحتانی کتف (Scapula Downward Rotation): آزمودنی روی شکم خوابید و شانه در وضعیت چرخش داخلی بود، بازو اداکشن شد و آرنج خم در پشت کمر قرار گرفت. به شخص گفته شد دستش را بالا بیاورد و اجازه ندهد آزمونگر آن را پایین ببرد. دینامومتر بین شانه و آرنج، دقیقا در نیمه فاصله بین زایده آخرومی تا اپی کندیل خارجی، قرار گرفت. آزمونگر کتف سمت مقابل را با دست ثابت کرد (۱۱).

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک (Shapiro-Wilk Test) استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده ها، جهت تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده، از روش های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای طبقه بندی و تنظیم داده ها، تعیین شاخص های مرکزی و پراکندگی (میانگین و انحراف معیار)، ترسیم جداول از آمار توصیفی استفاده گردید. در بخش آمار استنباطی، از ضریب همبستگی پیرسون (Pearson Correlation Coefficient) برای بررسی ارتباط بین متغیر ها استفاده شد. سطح معنی داری برابر ۹۵٪و مقدار آلفا کوچکتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

اطلاعات توصیفی (انحراف معیار± میانگین) مربوط به ویژگی ها و مشخصات فردی آزمودنی ها در جدول ۱ ارائه شده است.

نتایج حاصل از آزمون همبستگی پیرسون جدول ۲ در بررسی رابطه میان اختلالات حرکتی کتف و ریتم کتفی بازویی نشان داد، که ارتباط معنی داری میان اختلالات حرکتی کتف با ریتم کتفی _ بازویی در هر ۴ درجه اندازه گیری شده، استراحت (0°) ($p= ۰/۰۰۱$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۵۸۳$، در 45° ($p=۰/۰۰۳$) با ضریب تعیین $r^2=۰/۵۸۰$، در 90° و 135° ($p=۰/۰۰۱$) به ترتیب با ضرایب تعیین $r^2=۰/۵۸۱$، و $r^2=۰/۵۸۳$ وجود دارد. نتایج حاصل از آزمون همبستگی پیرسون جدول ۳ در بررسی رابطه میان اختلالات حرکتی کتف و دامنه های حرکتی شانه نشان داد، که ارتباط معنی داری میان اختلالات

جدول ۱: اطلاعات توصیفی آزمودنی ها

متغیر ها	انحراف معیار ± میانگین
سن (سال)	۲۶/۲۵ ± ۳/۲۳
قد (سانتی متر)	۱۹۲/۷۸ ± ۸/۶۳
وزن (کیلوگرم)	۸۸/۱۱ ± ۸/۱۴
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۳/۶۶ ± ۰/۷۵
سابقه بازی در لیگ (سال)	۶/۵۶ ± ۳/۱۰

جدول ۲: ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف و ریتم کتفی_ بازویی

ریتم کتفی بازویی	انحراف معیار ± میانگین	ضریب همبستگی (r)	ضریب تعیین (r^2)	p- مقدار
ریتم (°۰ تا ۴۵ °)	(۲/۷ ±) ۱: (۴/۳)	۰/۵۸۰	۰/۳۳۶	*۰/۰۰۳
ریتم (°۴۵ تا ۹۰ °)	(۳/۵ ±) ۱: (۴/۸)	۰/۵۸۱	۰/۳۳۷	*۰/۰۰۱
ریتم (°۹۰ تا ۱۳۵ °)	(۱/۳ ±) ۱: (۲/۹)	۰/۵۸۳	۰/۳۳۹	*۰/۰۰۱

*در سطح $p<۰/۰۵$ معنی دار است.

جدول ۳ : ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف و دامنه های حرکتی شانه

متغیر	انحراف معیار ± میانگین	ضریب همبستگی (r)	ضریب تعیین (r^2)	p- مقدار
دامنه حرکتی فلکشن شانه	۱۶۳/۵±۳۰/۵۳	-۰/۰۸۸	۰/۰۰۷	۰/۳۴۰
دامنه حرکتی اکستنشن شانه	۶۳/۸±۲۱/۱۲	-۰/۷۵۲	۰/۵۶۵	* ۰/۰۰۱
دامنه حرکتی ابداکشن شانه	۱۷۴/۲±۴۶/۲۱	-۰/۰۸۲	۰/۰۰۶	۰/۳۷۵
دامنه حرکتی اداکشن شانه	۴۴/۲±۲۱/۲۷	۰/۱۵۷	۰/۰۲۴	۰/۰۸۷
دامنه حرکتی چرخش داخلی شانه	۵۸/۵±۵۹/۸۴	-۰/۵۵۴	۰/۳۰۶	* ۰/۰۰۳
دامنه حرکتی چرخش خارجی شانه	۸۴/۶±۶۰/۰۸	-۰/۱۳۰	۰/۰۱۶	۰/۱۵۶

*در سطح $p<۰/۰۵$ معنی دار است.

حرکتی کتف با دامنه حرکتی اکستنشن شانه($p=۰/۰۰۱$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۵۶۵$ و دامنه حرکتی چرخش داخلی شانه($p=۰/۰۰۳$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۳۰۶$ وجود دارد. در حالی که نتایج این آزمون ارتباط معنی داری را میان اختلالات حرکتی کتف با دامنه های حرکتی فلکشن، ابداکشن، اداکشن و چرخش خارجی شانه نشان نداد. ($p> ۰/۰۵$)

نتایج حاصل از آزمون همبستگی پیرسون جدول ۴ در بررسی رابطه میان اختلالات حرکتی کتف و قدرت عضلات کمربند شانه ای نشان داد، ارتباط معنی داری بین اختلالات حرکتی کتف با قدرت چرخش تحتانی کتف ($p=۰/۰۰۳$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۲۳۲$، قدرت اسکاپشن ($p=۰/۰۰۳$) با ضریب تعیین $r^2=۰/۰۱۸$ ، قدرت الویشن ($p=۰/۰۲۹$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۰۸۱$، قدرت دپریشن ($p=۰/۰۰۲$) با ضریب تعیین $r^2=۰/۲۱۱$، قدرت پروتراکشن ($p=۰/۰۰۱$) با ضریب تعیینی برابر $r^2=۰/۲۸۵$ و ریترکشن کتف ($p=۰/۰۰۲$) با ضریب تعیین $r^2=۰/۴۲۱$ وجود دارد. در حالی که نتایج این آزمون ارتباط معنی داری را بین اختلال حرکتی کتف با قدرت اداکشن افقی، فلکشن، اکستنشن، اداکشن، ابداکشن و چرخش داخلی و خارجی شانه نشان نداد ($p> ۰/۰۵$).

جدول ۴: بررسی ارتباط بین اختلال حرکتی کتف و قدرت عضلات کمربند شانه ای

متغیر	(انحراف معیار) ± میانگین	ضریب همبستگی (r)	ضریب تعیین (r^2)	p- مقدار
قدرت فلکشن	۱۹/۰±۷۲/۷۵	۰/۱۸۰	۰/۰۳۲	۰/۲۴۱
قدرت اکستنشن	۲۳/۰±۷۷/۸۷	۰/۲۷۱	۰/۰۷۳	۰/۰۷۲
قدرت ابداکشن	۲۲/۰±۵۹/۶۷	-۰/۰۴۷	۰/۰۰۲	۰/۷۶۸
قدرت اداکشن	۲۳/۰±۸۶/۸۲	۰/۰۶۶	۰/۰۰۴	۰/۶۷۵
قدرت چرخش داخلی	۲۳/۰±۴۴/۷۴	۰/۱۶۳	۰/۰۲۶	۰/۲۹۱
قدرت چرخش خارجی	۱۶/۰±۰۱/۶۹	۰/۲۹۱	۰/۰۸۴	۰/۰۵۵
قدرت اسکاپشن	۱۸/۰±۲۱/۶۸	۰/۱۳۷	۰/۰۱۸	*۰/۰۰۳
قدرت اداکشن افقی	۱۷/۰±۸۵/۷۴	-۰/۲۸۷	۰/۰۸۲	۰/۰۵۸
قدرت الویشن کتف	۱۴/۲±۱۷/۵۶	۰/۲۸۶	۰/۰۸۱	*۰/۰۲۹
قدرت دپریشن کتف	۲۰/۳±۲۳/۴۰	۰/۴۶۰	۰/۲۱۱	*۰/۰۰۲
قدرت چرخش تحتانی کتف	۱۸/۳±۲۰/۹۴	-۰/۴۸۲	۰/۲۳۲	*۰/۰۰۳
قدرت پروتراکشن کتف	۱۶/۳±۷۰/۸۱	۰/۵۳۴	۰/۲۸۵	*۰/۰۰۱
قدرت ریتراکشن کتف	۱۷/۳±۲۹/۹۷	-۰/۶۴۹	۰/۴۲۱	*۰/۰۰۲

*در سطح p<۰/۰۵ معنی دار است.

بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر با هدف بررسی ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف با قدرت و دامنه حرکتی کمربند شانه ای در والیبالیست های حرفه ای مرد انجام شد. در بررسی رابطه میان اختلالات حرکتی کتف و دامنه های حرکتی شانه مشخص شد که بروز اختلالات با میزان دامنه چرخش داخلی و دامنه اکستنشن شانه رابطه معنی داری دارد. در حالی که در این مطالعه رابطه ی معنی داری میان اختلالات حرکتی و دامنه های فلکشن، چرخش خارجی، ابداکشن و اداکشن شانه مشاهده نشد. در تفسیر رابطه دامنه حرکتی چرخش داخلی شانه و اختلال حرکتی کتف می توان اظهار داشت که در طی مرحله ادامه حرکت پرتاب، کتف از طریق دور شدن بر روی قفسه سینه به رهاسازی انرژی کمک می کند. در صورت کم بود دامنه حرکتی چرخش داخلی، دور شدن کتف ها جهت جبران کمبود چرخش داخلی شانه و نیز برای حفظ شتاب ضربه بالای سر افزایش می یابد. در این زمان این فشار مداوم موجب سازگاری بافت نرم و ضعف در ثبات دهنده های کتف می گردد، بنابراین کتف نمی تواند یک سطح با ثبات جهت حمایت از عضلات روتاتورکاف (Rotator Cuff Muscles) فراهم نماید. بنابراین روتیتورکاف ها بیش از آنکه موجب فشار سر بازو در حفره گلنوئید (Glenoid Cavity) شود، کتف را به سمت خارج هل می دهد و موجب پروتراکشن و چرخش خارجی بیشتر در کتف و تغییر ریتم کتفی بازویی و بروز اختلال حرکت کتف می گردد (۹،۲۴،۲۵). عدم تعادل در دامنه حرکتی چرخش دهنده های داخلی و خارجی بازو در ورزش هایی با الگوی بالای سر عامل مهم و شایع است که می تواند موجب تغییر الگوی حرکت گردد. مکانیک حرکت پرتاب ورزشکار را مستعد پذیرش عدم تعادل در دامنه حرکتی و قدرت شانه دست برتر و غیر برتر بخصوص ضعف در قدرت چرخش خارجی و کاهش دامنه حرکتی چرخش داخلی می نماید (۲۶). نتایج تحقیق حاضر با نتایج به دست آمده از تحقیق Shimpi و همکارانش (۲۴)، Borich و همکارانش (۲۷)، Thomas و همکارانش (۲۵)، Laudner و همکارانش (۲۸)، Downar و همکارانش (۲۹)، Thomas و همکارانش (۹)، Seitz و همکارانش (۳۰) و حاجی حسینی و همکارانش (۱۲) همسو بود.

همچنین در بررسی دیگری که در پژوهش حاضر انجام شد، رابطه ی معنی داری میان اختلالات حرکتی کتف و

ریتم کتفی بازویی مشاهده شد. تغییر در ریتم کتفی بازویی نشان دهنده اختلال در کتف می باشد و اختلال در ریتم کتف در نتیجه ی اختلال در به کارگیری و غالبیت برخی عضلات کمربند شانه ای می باشد(۳۱). مطالعات نشـان داده اند که ریتم طبیعی کتفی سینه ای (Scapulothoracic Rhythm) نیازمند فعالیت مناسب چرخش دهنده های بالایی کتـف می باشد. از طرفی نسبت گلنوهومرال به کتفی سینه ای، تحت تاثیر قدرت عضلانی قرار می گیرد (۱۴). نتایج به دست آماده از این پژوهش با مطالعات حسینی مهر و همکارانش (۱۵)، مهرابیان و همکارانش (۳۲) و Ogston و همکارانش (۳۳) مبنی بر اختلال ریتم کتفی بازویی در بازیکنان با الگوی بالای سر و نسبت ۲ به ۱ آن همسو بوده است.

در بررسی ارتباط اختلالات حرکتی کتف و میزان قدرت عضلات کمربند شانه ای، ارتباط معنی داری در بین اختلالات حرکتی کتف و قدرت حرکات اسکاپشن، چرخش تحتانی، الویشن، دپریشن و پروتراکشن و ریتراکش کتف مشاهده شد. عدم تعادل در عضلات آگونیست (Agonist) و آنتاگونیست (Antagonist) باعث تغییر آرتروکینماتیک و اختلالات حرکتی و در نهایت تغییرات ساختاری مفصل خواهد شد. ورزشکاران دارای ایمپینجمنت تحت آخرمی (Impingement Subacromial) الگوهای مشخصی از عدم تعادل عضلانی شامل ضعف در ذوزنقه میانی، دندانه ای قدامی، تحت خاری و دلتوئید، سفتی و کوتاهی در ذوزنقه فوقانی، عضلات سینه ای (Pectoralis Muscles) و بالا برنده کتف (Levator Scapulae) نشان می‌دهد (۲۵). به نظر می رسد الگوهای حرکتی که در اجرای مهارت خاص مانند ضربه اسپک و سرویس در والیبال دیده می شود، سازگاری هایی را در گروه های عضلانی متفاوت شانه ایجاد می‌کند و منجر به افزایش قدرت برخی از عضلات می گردد (۳۴). در اکثر مطالعات صورت گرفته و بررسی قدرت عضلانی و اختلال حرکت کتف به میزان تفاوت های بین افراد با و بدون اختلال توجه شده و کمتر ارتباط قدرت این عضلات با بروز اختلال مورد توجه قرار گرفته بود. در این راستا با توجه به نتایج این تحقیق مشاهده می شود که ارتباط معنی داری میان عضلات ضعیف شده در هنگام بروز اختلال کتف، با توجه به مطالعات قبلی وجود دارد. با توجه به ارتباط مشاهده شده بین اختلالات کتف و قدرت حرکت اسکاپشن و نتایج مطالعات پیشین در ارتباط کاهش قدرت و بروز دیسکینزی، می توان گفت، ضعف عضله فوق خاری تاثیر زیادی در بروز اختلالات حرکتی کتف دارد. این عضله مهم ترین عضله از عضلات روتیتور کاف شانه است که مستعد اختلال است و تندینوپاتی فوق خاری (Supraspinatus Tendinopathy) آن یکی از مهم ترین اختلالات دیده شده در سندروم گیرافتادگی شانه و به طور کلی پاتولوژی شانه است. تغییر کینماتیک کتف که در اثر دیسکینزی کتف اتفاق می افتد، می تواند با کاهش فضای بالایی آکرومیال موجب ایجاد فرایند التهابی در عناصر موجود در فضای ساب آکرومیال شود، که مهم ترین آن تاندون فوق خاری است. شاید این مسئله بتواند توجیه کننده ضعف عضله فوق خاری در افراد مبتلا به دیسکینزی کتف باشد و نشان دهنده دلیل ارتباط آن با اختلالات کتف نیز باشد (۱۱). نتایج تحقیق حاضر با مطالعات نودهی مقدم و همکارانش (۳۴)، حسینی دوست و همکارانش (۳۶)، حاجی حسینی و همکارانش (۱۲)، نودهی مقدم و همکارانش (۱۱) و Seitz و همکارانش (۳۰)، همسو بوده است. از طرفی در مطالعه حاضر بین اختلال کتف و پروترکشن، ریترکشن کتف ارتباط معنی داری مشاهده شده است. پروترکشن کتف که در واقع ترکیب چرخش به داخل و تیلت قدامی کتف است، می تواند توجیه کننده ضعف ذوزنقه میانی باشد، که البته با نتیجه مطالعه هانا و همکاران که هیچ تفاوتی در قدرت عضلات کمربند شانه ای افراد با و بدون دیسکینزی کتف مشاهده نکردند، متفاوت است؛ این اختلاف می تواند به علت متفاوت بودن تعداد نمونه ها و جنسیت در دو مطالعه باشد (۱۱،۳۷).

در پژوهش حاضر در انجام بررسی متغیرها، فقط دست غالب مورد توجه قرار گرفت؛ پیشنهاد می شود در مطالعات آینده به دست غیر غالب در افراد با اختلال حرکتی کتف توجه شود. همچنین جامعه آماری و نمونه های مطالعه حاضر مردان والیبالیست حرفه ای بودند که پیشنهاد می شود در مطالعات آینده، بازیکنان والیبال زن و سطح بازی در رده های باشگاهی نیز مورد توجه قرار گیرند. از محدودیت های قابل کنترل مطالعه حاضر، جنسیت و رشته ورزشی آزمودنی ها، دامنه سنی و یکسان بودن نحوه اجرای آزمون ها برای تمام آزمودنی ها بود. همچنین آزمودنی ها قبل از شروع اندازه گیری غیر از گرم کردن فعالیت دیگری نداشتند. از جمله محدودیت های غیر قابل کنترل میزان

آشنایی و اطلاعات قبلی آزمودنی ها از روش های اندازه-گیری، عادات وضیعتی و حرکتی آن ها بود که از کنترل پژوهشگر خارج بود.

از یافته های تحقیق حاضر می توان نتیجه گرفت، که تغییر برخی از متغیرها با یکدیگر در ارتباط هستند و می توانند در نتیجه ی بروز اختلال بر هم تاثیر گذار باشند. باید گفت که این ارتباط و عدم هماهنگی در ریتم و تغییرات در دامنه حرکتی طبیعی و عدم تعادل در قدرت عضلانی احتمالا در پاسخ به سازگاری با الگوی پیچیده حرکتی رخ داده است. این شرایط ممکن است مشارکت نسبی عضلات را تغییر داده و در نهایت الگوی حرکتی را تحت تاثیر قرار دهند و در نتیجه آن، دقت حرکت مفصل تغییر کند و موجب ورود فشارهای غیر طبیعی به مفصل شود. در نتیجه توجه به الگوی حرکتی درست و بهینه توسط مربیان و ورزشکاران خصوصا در سطوح پایه گامی مهم در جلوگیری از بروز اختلالات حرکتی می باشد، که میزان آسیب دیدگی و غیبت از مسابقات و اردوها را کاهش می دهد.

سپاسگزاری

در پایان از تمامی بازیکنان و مربیان حاضر در لیگ برتر کشور کـه در انجـام این مطالعـه شرکت کرده اند، همچنین از دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان برای در اختیار قرار دادن آزمایشگاه حرکات اصلاحی کمال تشکر و قدردانی را داریم. این مقاله بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد زهرا پاشایی به راهنمایی آقای دکتر حسن دانشمندی و آقای دکتر علی اصغر نورسته و مشاوره آقای دکتر علی فتاحی از دانشگاه گیلان با کداخلاق (IR.GUMS.REC.1398.534) می باشد.

منابع

1. Cools, A.M, Johansson, F. R., Borms, D., Maenhout, A. Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. Braz. J. Phys. Ther 2015; 19(5): 331–339.

2. Borstad, John D., Kimberly Szucs, Anand Naalgund. Scapula kinematic alterations following a modified push-up plus task. Humov 2009; 28(6): 738-751.

3. Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., et al. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. JSM 2014; 44(1):123-140.

4. Babagoltabar Samakoush, H, Norasteh A.A. Prevalence of Postural Abnormalities of Spine and Shoulder Girdle in Sanda Professionals. Ann Appl Sport Sci 2017; 5(4): 31-38. [Persian]

5. Kotteeswaran, K, K. Rekha, and Vaiyapuri Anandh. Effect of stretching and strengthening shoulder muscles in protracted shoulder in healthy individuals. International journal of computer application 2012; 2 (2): 111-18.

6. Smith, J, Kotajarvi, B. R, Padgett, D. J, Eischen, J. J. Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. J apmr 2002; 83(3): 367-370.

7. Kibler, W. B., Chandler, T. J., Livingston, B. P., Roetert, E. P. Shoulder range of motion in elite tennis players: effect of age and years of tournament play. AJSM 1996; 24(3): 279-285.

8. Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., 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. BMJ 2014; 48(17): 1327-1333.

9. Thomas, S. J., Swanik, K. A., Swanik, C. B., Kelly, J. D. Internal rotation deficits affect scapular positioning in baseball players. Clin Orthop Relat Res 2010; 468(6): 1551-1557.

10. Ghanbari, L, Hossein Alizadeh M, Minoonejad H. Prediction of scapular dyskinesis through electromyographic index of scapulothoracic muscles and glenohumeral internal rotation range of motion in female overhead athletes. Tabari Biomed Stu Res J 2019; 1(3):1-8. [Persian]

11. Nodehi Moghadam, A., Vahabi, S. P., Norasteh, A. A., Abolhasani, H. Comparing isometric strengths of shoulder girdle muscles in females with and without scapular dyskinesis. Archives of Rehabilitation 2018; 19(2): 92-101. [Persian]

12. Hajihosseini, E, Norasteh A.A, Daneshmandi H. Comparison of Isometric Strength and Functional Stability of Shoulder Girdle Muscles in Volleyball Women Players with and without Scapular Dyskinesia. JHPM. 2019; 8 (5) :24-32 [Persian]

13. Merolla, G., De Santis, E., Campi, F., Paladini, P., Porcellini, G. Supraspinatus and infraspinatus weakness in overhead athletes with scapular dyskinesis: strength assessment before and after restoration of scapular musculature balance. JMSR 2010; 94(3): 119-125.

14. Hosseinimehr, S. H., Anbarian, M., Norasteh, A. A., Fardmal, J. Khosravi, M. T. The effect of age on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in helathy people during shoulder abduction. JMS 2014; 25(9): 803-809. [Persian]

15. Hosseinimehr, S. H., Anbarian, M., Norasteh, A. A., Fardmal, J., and Khosravi, M. T. The comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between dominant and non-dominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes. Manual therapy 2015; 20(6): 758-762. [Persian]

16. Bayattork, M., Seidi, F., Minoonejad, H., McClure, P., Mozafaripoor, E. Intra-rater and inter-rater reliability and agreement of the scapular dyskinesis test in young men with forward head and round shoulder posture." JRSR 2019; 6(4): 169-173. [Persian]

17. Ben Kibler, W. The role of the scapula in athletic shoulder function. AJSM 1998; 26(2): 325-337.

18. Tate, A. R., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D., Barbe, M. F. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. JAT 2009; 44(2): 165-173.

19. Struyf, F., Nijs, J., Horsten, S., Mottram, S., et al. Scapular positioning and motor control in children and adults: a laboratory study using clinical measures. JMMT 2011; 16(2): 155-160.

20. Johnson, Michael P., Philip W. McClure, Andrew R. Karduna. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. JOSPT 2001; 31(2): 81-89.

21. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Muscles: Testing and function, with posture and pain (Kendall, Muscles). LWW. 2005.

22. Heidari, safora. The Comparison of strength ratio between muscles of the shoulder in volleyball and badminton players [Thesis]. Pittsburgh (PA) univ. of Guilan; 2015. [Persian]

23. Hosseinimehr, S. H., M. Anbarian, M. T. Khosravi. The survey of scapulohumeral rhythm and isometric strength ratio of shoulder agonist to antagonist muscles in handball players and non-athletes. JSM Review 2014; 5(14): 15-30. [Persian]

24. Shimpi AP, Bhakti S, Roshni K, Rairikar SA, et al. Scapular resting position and gleno-humeral movement dysfunction in asymptomatic racquet players: a case-control study. Asian J Sports Med 2015; 6(4): 24-53.

25. Thomas, S. J., Higginson, J. S., Kaminski, T. W., Swanik, K. A., et al. A bilateral comparison of posterior capsule thickness and its correlation with glenohumeral range of motion and scapular upward rotation in collegiate baseball players. J shoulder elbow surg 2011; 20(5): 708-716.

26. Ruotolo, Charles, Eric Price, Anand Panchal. Loss of total arc of motion in collegiate baseball players. J Shoulder Elbow Surg 2006; 15(1): 67-71.

27. Borich, M. R., Bright, J. M., Lorello, D. J., Cieminski, C. J.,et al. Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. JOSPT 2006; 36(12): 926-934.

28. Laudner, Kevin G., Mike T. Moline, Keith Meister. The relationship between forward scapular posture and posterior shoulder tightness among baseball players. AJSM 2010; 38(10): 2106-2112.

29. Downar, Jacquelyn M., and Eric L. Sauers. Clinical measures of shoulder mobility in the professional baseball player. JAT 2005; 40(1): 23.

30. Seitz, A. L., McClelland, R. I., Jones, W. J., Jean, R. A., Kardouni, J. R. A comparison of change in 3D scapular kinematics with maximal contractions and force production with scapular muscle tests between asymptomatic overhead athletes with and without scapular dyskinesis. International journal of sports physical therapy 2015; 10(3): 309.

31. Sahrmann, S. Concepts and principles of movement. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes 2001.

32. Mehrabian, H., Letafatkar, A., Barati, A. H., Abbasi, A., Shojaedin, S. S. Comparison of Electromyographic Activity of Selected Shoulder Muscles and Scapulohumeral Rhythm in Elite Male Swimmers with and without Shoulder Impingement Syndrome. JRM 2020; 8(4): 132-143. [Persian]

33. Ogston, Jena B., Paula M. Ludewig. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. AJSM 2007; 35(8): 1361-1370.

34. Brushøj, C., Bak, K., Johannsen, H. V., & Faunø, P. Swimmers' painful shoulder arthroscopic findings and return rate to sports. Scandinavian journal of medicine & science in sports 2007; 17(4): 373-377.

35. Nodehi-Moghadam A, Rouhbakhsh Z, Ebrahimi I, Salavati M, et al. Shoulder girdle muscles endurance in subjects with and without impingement syndrome. Archives of Rehabilitation 2011; 12 (2): 56-63. [Persian]

36. Hosseinidost Y, Shojaedin S. The Comparison of shoulder complex muscles strength between elite volleyball female players due to the scapula position. SID 2015; 22(135): 97-107. [Persian]

37. Hannah DC, Scibek JS, Carcia CR. Strength profiles in healthy individuals with and without scapular dyskinesis. IJSPT 2017; 12(3): 305.