

Research Paper

The Effect of Game Position on Scapula Movement Impairment and Shoulder Girdle Stability Among Elite Female Volleyball Players

S. M. Hosseini¹, Z. Pashaei², R. Beyranvand³

1. Assistant Professor, Department of Sport Rehabilitation and Health, Faculty of Sport Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

2. MA in Physical Education & Sport Science- Corrective Exercises and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.

3. Assistant Professor, Department of Sport Sciences Department, Faculty of Literature and Humanities, Lorestan University

Received Date: 2022/05/18

Accepted Date: 2022/07/11

Abstract

Scapula movement impairment is common among athletes with overhead throws and can make athletes susceptible to shoulder injuries. The purpose of this study was to investigate the effect of game position on scapula movement impairment and shoulder girdle stability among elite female volleyball players. In this descriptive-comparative study, 125 female volleyball players were purposefully selected and compared. Participants were classified in this study with obvious scapular movement impairment of the scapular dyskinesis test, Kibler lateral scapular slide test and scapulohumeral rhythm. To measure the strength and range of motion, the handheld power meter and goniometer were used, respectively. The Y-Balance Test Upper Quarter and Seated Medicine Ball Throw were used to measure the functional stability of the upper extremity. One-Way ANOVA, Bonferroni correction test, Chi-square Pearson correlation were used to analyze data. The results showed a significant difference between the frequencies of scapular movement impairment in the five positions of the game. In addition, there was the significant relationship between movement impairment and volleyball game position. ($P= 0/001$). Different movement patterns in the game positions caused a difference in the players' functional stability score, and the use of specific muscles in the movement pattern in each position affected the ratio of muscle length and strength and their ranges of motion. Doing repetitive motion patterns at

1. Email: moh_hosseini@sbu.ac.ir

2. Email: melikapashaei.4@gmail.com

3. Email: beyranvand.ra@lu.ac.ir



Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

volleyball for a long time causes imbalance in natural strength ratio, scapulohumeral rhythm, and range of motion.

Key words: Scapula, Volleyball, Shoulder, Dyskinesia

Extended Abstract

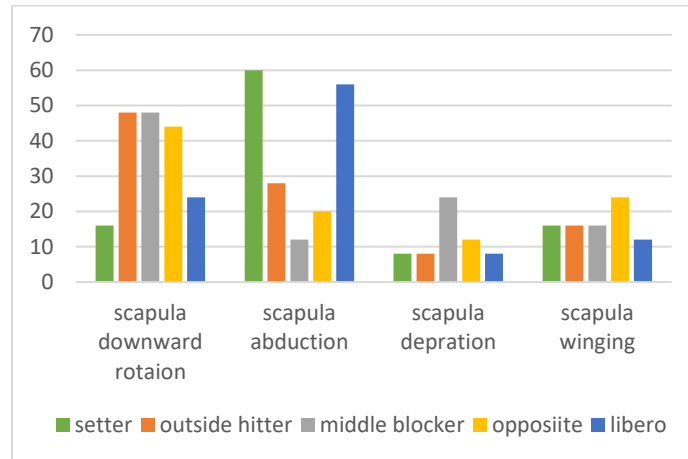
Background and Purpose

Scapula movement impairment is common among athletes with overhead throws and can make athletes susceptible to shoulder injuries. Repeated movements with high speed and power can cause changes in muscle balance, scapular position, and shoulder girdle dysfunction. Frequent throwing movements can change its muscular strength and range of motion balance. Athletes' shoulder strength and range of motion of shoulder girdle muscles is important in shoulder motions and stability, so their weakness and limited range of motion in shoulder girdle may lead to scapular movement impairments. Scapular orientation and movements can affect the function of the shoulder. Changes in scapular alignment or movement in shoulder regions have the potential to alter the kinetic chain of the body. The purpose of this study was to investigate the effect of game position on scapula movement impairment and shoulder girdle stability among elite women volleyball players. In this descriptive-comparative study, 125 women volleyball players (age=22/1±2/1years, weight=64/1±9/4 kg and height=171/5±6/3cm) between 18 and 35 years were purposefully selected and compared. Participants were classified in this study with obvious scapular movement impairment during the weight bearing abduction and flexion task of the scapular dyskinesia test, Kibler lateral scapular slide test and scapulohumeral rhythm. Two inclinometers were used to measure humeral abduction and scapular upward rotation in scapular rest position, 45°, 90° and 135°. The scapulohumeral rhythm was calculated from the distribution of glenohumeral abduction rate on the upper scapular rotation from the rest position of the scapula to 45, 90 and 135 degrees of shoulder abduction at different levels. The subjects were instructed to stand with their arms resting on each side of the body. The examiner stood behind them at a distance of 1.5 meter and asked them to elevate their arms to the highest level possible. Scapular dyskinesia test was used to visually examine alteration in scapulohumeral rhythm during arm elevation in sagittal and frontal planes. The shoulder flexion and abduction were repeated for 5 times. At the same time, the examiner rated the scapular movement as normal or observable dyskinesia. Questionnaire were used to collect demographic information and information about the history of damage and sports history. To measure the strength and range of motion, handheld dynamotor and goniometer were used, respectively. The Y test and Seated



medicine ball throw were used to measure the functional stability of the upper extremity. In Y test, the athlete started from this position and reached a box successively in the medial, inferolateral and superolateral direction. The participant had to reach the box on the inner side with controlled speed and without kicking it away. It was not allowed to touch the floor or the topside of the box. During the test, the body could be adjusted to obtain an optimal reach distance as long as the feet and tested upper limb remained still. The test was completed when the participant was able to retain stability by coming back to the starting position. After completion, the reach distance was measured in centimeter. Also, for medicine ball throw, materials required to conduct were a 2kg medicine ball, a 10m tape measure, chalk powder, and a sweeping brush. Chalk powder was necessary to leave a print behind on the floor to determine the throwing distance. The 10m tape measure had to start from a stable wall where the participant was able to sit down. The test was explained and demonstrated by the researchers. The participant had to sit down with their hips to the wall as close as possible. The back, shoulders and head had to make full contact with the wall permanently. The medicine ball was in both hands with the arms in 90° abduction and full elbow flexion. After permission of the researcher, the subject had to throw the medicine ball in a horizontal line as far as possible. Shapiro- Wilk test was used to check data distribution. One-way ANOVA, Bonferroni correction test, Chi-square Pearson correlation were used to analyze data. The results showed significant difference between the frequencies of scapular movement impairment in the five positions of the game. In addition, there was significant relationship between movement impairment and volleyball game position. ($P= 0/001$). Besides, there was a significant difference between the scapulohumeral rhythm at 0-45, 45-90 and 90-135 degrees of shoulder abduction, rang of motions of the shoulder flexion, internal rotation, strength of the shoulder internal rotation, scapular retraction, protraction, depression, elevation and downward rotation, medicine ball throw and Y test upper quarter among players at different game position. ($P < 0.05$), while there was no significant difference in the strength of the shoulder flexion, extension, external rotation and scaption, between volleyball games positions ($P > 0.05$). The highest percentage in setters and liberos is related to scapular abduction and middle blocker, opposite and outside hitters are related to scapular downward rotation. Generally, the highest percentage is related to scapula downward rotation.





According to the study’s findings, the occurrence of movement impairment in the scapulohumeral rhythm and shoulder range of motion is effective and disrupts. Moreover, different movement patterns in the game positions caused a difference in the players' functional stability score, and the use of specific muscles in the movement pattern in each position affected the ratio of muscle length and strength and their range of motion. The important thing is that even if the activity stops, the ideal and optimal direction will not be created unless there is an effort to improve the movement pattern. Repetitive motion patterns at volleyball for a long time causes imbalance in natural strength ratio, scapulohumeral rhythm and range of motion. The repeated pattern of movements in the volleyball sports for a long time causes muscle imbalance in strength and range of motion shoulder joint that in case of inadequate attention and lack of proper stretching and strengthening exercises to use, this asymmetry can make athletes prone to injury his performance. Considering the association between decreased strength of shoulder girdle movements with dyskinesia, strengthening of shoulder girdle muscles is recommended with scapular movement impairments.

Keywords: Scapular, Shoulder, Volleyball, Strength, Y Balance Test



تأثیر پست بازی بر بروز اختلالات حرکتی کتف و ثبات کمر بند شانه‌ای در بازیکنان زن حرفه‌ای والیبال

سید محمد حسینی^۱، زهرا پاشایی^۲، رامین بیرانوند^۳

۱. استادیار، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۲. کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

۳. استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه لرستان، لرستان، ایران
* نویسنده مسئول: سید محمد حسینی، استادیار، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۰۴/۲۰

تاریخ ارسال ۱۴۰۱/۰۲/۲۸

چکیده

اختلال حرکت کتف در بین ورزشکاران رشته‌های پرتاب بالای سر شایع است و می‌تواند ورزشکاران را مستعد آسیب‌های شانه کند. هدف از پژوهش حاضر تأثیر پست بازیکن بر بروز اختلالات حرکتی کتف و ثبات عملکرد کمر بند شانه‌ای در بازیکنان زن حرفه‌ای والیبال بود. در این مطالعه توصیفی-مقایسه‌ای، ۱۲۵ زن والیبالیست حرفه‌ای به صورت هدفمند، انتخاب شدند. آزمودنی‌ها بر اساس مشاهده اختلال حرکتی کتف در حین اجرای آزمون اختلال حرکت کتف با وزنه، آزمون لغزش جانبی کتف کیبلر و ارزیابی ریتم کتفی-بازویی انتخاب شدند. برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک و دامنه حرکتی از قدرت‌سنج دستی و گونیامتر و برای اندازه‌گیری ثبات عملکردی اندام فوقانی از دو آزمون Y و پرتاب توپ طبی استفاده شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌های آماری تحلیل واریانس یک‌طرفه، بونفرونی، خی دو و آزمون ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. نتایج این مطالعه نشان داد بین میزان فراوانی اختلالات حرکتی کتف، در پنج پست بازی تفاوت معناداری وجود دارد. علاوه بر این، آزمون همبستگی پیرسون نشان داد بین اختلالات حرکتی کتف در پنج پست بازی

1. Email: moh_hosseini@sbu.ac.ir
2. Email: melikapashaei.4@gmail.com
3. Email: beyranvand.ra@lu.ac.ir



تفاوت معناداری وجود دارد. ($P = ۰/۰۰۱$) الگوی حرکتی متفاوت در پست‌های بازی باعث تفاوت در نمره ثابت عملکردی و به‌کارگیری عضلات خاص در هر پست بر نسبت طول و قدرت عضلات تأثیرگذار بوده است. با توجه به نتایج این پژوهش، انجام الگوهای حرکتی تکراری در ورزش والیبال ممکن است در طولانی‌مدت باعث بر هم خوردن تعادل نسبت طبیعی قدرت، دامنه و ریتم در مفصل شانه شود.

واژگان کلیدی: کتف، والیبال، شانه، اختلال حرکت کتف

مقدمه

والیبال یکی از محبوب‌ترین ورزش‌ها در جهان است، به‌طوری که بر اساس آمار فدراسیون جهانی والیبال حدود ۸۰۰ میلیون نفر در جهان به این ورزش می‌پردازند. اگرچه ورزش والیبال به‌طور عمومی ورزشی کم‌خطر شناخته می‌شود، ورزشکارانی که در این رشته فعال‌اند در معرض آسیب‌های گوناگون قرار دارند. بسیاری از مهارت‌هایی که در این رشته اجرا می‌شوند، مانند اسپیک، سرویس و دفاع روی تور نیازمند تماس مداوم کمر بند شانه‌ای والیبالیست با توپ در حالت دست بالای سر^۱ است. گاهی قرار گرفتن در وضعیتی ثابت برای مدتی طولانی^۲ یا انجام حرکات تکراری^۳ سبب دور شدن فرد از وضعیت طبیعی می‌شود. (۱،۲). تحلیل بیومکانیکی الگوهای حرکت اندام فوقانی نشان می‌دهد دور شدن و نزدیک شدن افقی در مفصل شانه هنگام اجرای اسپیک و سرویس موجی والیبال، در مقایسه با سرویس تنیس و پرتاب توپ در بیس‌بال بیشتر است. این الگوی حرکتی منحصربه‌فرد در مفصل شانه اصولاً با مکانیک خاص استخوان کتف مرتبط است. آسیب‌های شانه عموماً در اثر استفاده مکرر و تکرار زیاد حرکت رخ می‌دهند و به‌ندرت با ضربه شدید ایجاد می‌شوند. اگرچه احتمال دور ماندن از مسابقات و میدان‌های ورزشی متعاقب این آسیب نسبتاً کم است، با این حال، میزان شیوع آسیب در شانه و کارکرد نامناسب آن قابل توجه است. سازوکار بروز این آسیب‌ها اغلب پیچیده است، اما احتمالاً شامل اسپیک‌ها و سرویس‌هایی با الگوی تکراری است (۳). شیوع آسیب‌های شانه در والیبال بین ۲/۱ تا ۴۲ درصد، در تنیس بین ۴ تا ۱۷ درصد و در هندبال تا ۲۸ درصد است؛ بنابراین آسیب شانه یکی از متداول‌ترین آسیب‌ها در این ورزش‌هاست. با توجه به نقش مهمی که کتف در هر جنبه از حرکات شانه بر عهده دارد، موقعیت و قرارگیری طبیعی آن روی قفسه سینه در هر دو حالت ایستا و پویا، در

1. Over head
2. Sustained Postures
3. Repeated movement



اجرای حرکات بازو و پیشگیری از وقوع آسیب‌های شانه در رشته‌های مذکور بسیار حائز اهمیت است (۴).

راستای نرمال و حرکات بهینه کتف نقشی مهم در حرکت درست گلهومرال^۱ دارد. اختلال حرکت کتف در ۶۸ تا ۱۰۰ درصد بیماران مبتلا به آسیب شانه از قبیل بی‌ثباتی شانه، اختلالات روتیتورکاف و پارگی لابروم دیده شده است (۸-۵).

آماسای^۲ و همکارانش (۲۰۱۶) در آزمونی عملکردی، که با استفاده از آن ارتباط بین دیسکینزی کتف^۳ و آزمون ثبات اندام فوقانی را بررسی کرده بودند، مشاهده کردند که افراد مبتلا به دیسکینزی کتف در تمامی جهت‌ها نمره‌ای بیشتر از افراد سالم کسب کردند (۹). همچنین مطالعه حاجی حسینی و همکارانش (۲۰۱۹) نشان‌دهنده کاهش نمره ثبات عملکردی بازیکنان زن والیبالیست مبتلا به دیسکینزی کتف در مقایسه با والیبالیست‌های بدون دیسکینزی بود (۴). در مقابل مانوکاس^۴ و همکارانش (۲۰۲۰) به این نتیجه رسیدند که نمره ثبات عملکردی در افراد با و بدون اختلال حرکت کتف در تمامی جهت‌ها اختلاف معناداری ندارد (۱۰). در مطالعه پاشایی و همکارانش (۲۰۲۱) درباره تأثیر اختلالات حرکتی کتف بر ثبات عملکردی کمر بند شانه‌ای والیبالیست‌های نخبه مرد مشاهده شد آزمون Y در جهت فوقانی-جانبی و نمره ترکیبی بین عملکرد ورزشکاران با چرخش تحتانی کتف با عملکرد ورزشکاران با ابداکشن کتف تفاوت معناداری دارد و گروه چرخش تحتانی کتف، در مقایسه با گروه ابداکشن، نمرات کمتری در این جهت داشتند. این در حالی بود که در جهت جانبی و تحتانی-جانبی و آزمون پرتاب توپ طبی تفاوت معناداری بین گروه‌ها دیده نشد (۱۱). از طرفی در برخی مطالعات نیز مشخص شد ناپایداری قدامی، سندرم گیرافتادگی و ناهنجاری‌های شانه، تأثیری معنادار نمره ثبات عملکردی می‌گذارد و نمره قابل توجهی در افراد سالم این نمره بیشتر است (۱۵-۱۲).

وجود الگوی حرکات تکراری و استفاده مداوم از دست برتر در والیبالیست‌ها می‌تواند زمینه‌ساز بروز اختلالات حرکتی کتف در این ورزشکاران شود. از آنجاکه پژوهشی یافت نشد که شیوع اختلالات مختلف کتف را در بازیکنان حرفه‌ای زن والیبالیست با توجه به فعالیت آن‌ها در پست‌های مختلف بررسی کرده باشد، پژوهشگر ضروری دانست که به بررسی این موضوع بپردازد؛ زیرا با توجه به اهمیت الگوی حرکتی و تخصصی شدن پست‌های بازی در دنیای والیبالیست مدرن، متفاوت بودن این الگوها و

1. Glenohumeral
2. Amasay
3. Scapula dyskinesis
4. Manokas



به کارگیری عضلات مختلف در اجرای مهارت‌های والیبال می‌تواند از نظر بروز اختلال تفاوت‌هایی در بین بازیکنان ایجاد کند. به نظر می‌رسد در مطالعات گذشته از میان اختلالات حرکتی کتف، بیشتر به دیسکینزی کتف توجه شده و تنها در تعداد کمی از مطالعات به تغییرات مختلف کتف مبنی بر اختلالات حرکتی توجه شده است (۱۱). در صورتی که با توجه به نظریهٔ سهرمن^۱ در خصوص اختلالات حرکتی، این اختلالات به چهار شکل رخ می‌دهد که با توجه به مطالعات پیشین بی‌توجهی به آن‌ها خلأ بزرگی در بررسی‌های کمر بند شانه‌ای در بازیکنان با الگوی بالای سر ایجاد می‌کند (۱). بنابراین با توجه به نتایج مطالعات پیشین و تعداد اندک مطالعات موجود، که در جامعه‌های متفاوت (ورزشکار، غیرورزشکار، با و بدون دیسکینزی) انجام شده است (۳،۹،۱۰)، به نظر می‌رسد به دلیل اهمیت بروز اختلالات حرکتی و تأثیر آن‌ها در عملکرد بازیکنان و نیز الگوهای متفاوت در رشته‌های پرتابی و ضربه‌ای از بالای سر به مطالعات بیشتر در این زمینه نیاز باشد. در همین راستا در این پژوهش، چهار نوع اختلال در کتف (اختلال چرخش تحتانی، دور شدن، وینگینگ و پایین آمدن کتف) بررسی شده است. به نظر پژوهشگر، الگوهای متفاوت در پست‌های بازی و حضور در تورنمنت‌های مختلف، همچنین مسابقات لیگ که حجم تمرین، حرکات و فشارهای بیشتری را به کمر بند شانه‌ای بازیکن تحمیل می‌کند، می‌تواند در بروز اختلالات و میزان شیوع آن‌ها تأثیرگذار باشد. این پژوهش با روش هدفمند در دسترس برای پاسخ به این پرسش‌ها انجام شده است: آیا اختلالات حرکتی کتف در بازیکنان نخبه حاضر در لیگ در پست‌های مختلف بازی از نظر شیوع و نوع تفاوتی با یکدیگر دارند؟ آیا پست‌های مختلف بازی با بروز اختلالات حرکتی کتف (اختلال چرخش تحتانی، دور شدن، وینگینگ و پایین آمدن کتف) ارتباط دارد؟ علاوه بر بررسی میزان شیوع آسیب در بین بازیکنان، سؤال دیگر پژوهش این است که آیا بین نمرات ثبات عملکردی، ریتم کتفی بازویی، قدرت ایزومتریک و دامنه‌های حرکتی شانه در بین پست‌های بازی تفاوت معناداری وجود دارد؟

روش پژوهش

روش نمونه‌گیری

مطالعه حاضر از نوع توصیفی-مقایسه‌ای است. جامعه آماری شامل زنان والیبالیست، (سن: ۲۱/۱۸ ± ۲۲/۱۰ سال، قد: ۱۷۱/۵۳ ± ۶/۳۰ سانتی‌متر، وزن: ۹/۴۳ ± ۶۴/۱۳ کیلوگرم) ۱۸ تا ۳۵ ساله فعال با سابقه دست‌کم دو سال حضور در لیگ برتر کشوری بود. با روش نمونه‌گیری در دسترس پس

1. Sahrman



Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

از کسب رضایت آگاهانه، اختلال حرکتی کتف شرکت‌کنندگان ارزیابی شد. بدین منظور، ابتدا با استفاده از نرم‌افزار جی پاور و با در نظر گرفتن توان آزمون ۰/۸، اندازه اثر ۰/۵، خطای آلفای ۰/۰۵ و فاصله اطمینان ۰/۹۵ تعداد نمونه کلی ۱۲۵ نفر محاسبه شد. معیارهای ورود به مطالعه وجود اختلال در راستا و حرکت کتف (با توجه به آزمون کیبلر، نامتقارن کتف راست و چپ با دست کم ۱/۵ سانتی‌متر، مثبت بودن آزمون دیسکینزی کتف در دو حالت فلکشن و ابداکشن بازو و اختلال در ریتم کتفی بازویی) بود. (۵) با توجه به احتمال ریزش نمونه‌ها ۱۵۰ نفر به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. از تعداد کل آزمودنی‌های مورد بررسی، پنج نفر دارای سندرم متقاطع فوقانی، چهار نفر دارای اسکولیوز، هفت نفر تحت درمان به علت آسیب قبلی، دو نفر سابقه شکستگی ترقوه، سه نفر دارای سندرم گیرافتادگی شانه، چهار نفر دارای ناهنجاری شانه نابرابر بیشتر از دو درجه و پنج نفر به دلیل انصراف از همکاری با پژوهش از ادامه پژوهش حذف شدند. بر این اساس از هر پست (پاسور، قدرتی، پشت خط، سرعتی و لیبرو)، ۲۵ بازیکن به مطالعه وارد شدند. در طول این پژوهش هیچ‌یک از ورزشکاران تحت برنامه درمانی و توان‌بخشی قرار نداشتند. از جمله معیارهای خروج از مطالعه سابقه آسیب‌هایی مانند دررفتگی یا شکستگی در هر کدام از استخوان‌های کمر بند شانه‌ای، ناهنجاری‌های شدید ستون فقرات پشتی، گردنی و ناهنجاری‌های شانه، پارگی کامل عضلات کمر بند شانه‌ای، التهاب کپسول چسبیده، هرگونه آتروفی در ناحیه عضلات کتف، وجود اختلالات عضلانی-اسکلتی شدید در اندام فوقانی بود (۴).

آزمون‌های ارزیابی اختلال کتف

برای ارزیابی اختلال حرکت کتف، از آزمون دیسکینزی کتف استفاده شد. به این صورت که آزمونگر در پشت آزمودنی قرار می‌گرفت، آزمودنی با دو دمبل حرکات فلکشن و ابداکشن را با پنج تکرار انجام می‌داد و آزمونگر به کمر بند شانه‌ای و بخصوص حرکت کتف فرد توجه می‌کرد. با توجه به وزن بدن، برای افراد با وزن بیش از ۶۸ کیلوگرم از دمبل ۲/۵ کیلوگرمی و برای افراد کمتر از ۶۸ کیلوگرم از دمبل ۱/۵ کیلوگرمی استفاده شد (۱۵). در این روش، برای تشخیص اختلال حرکت کتف با مشاهده لبه‌های تحتانی و داخلی کتف جهت تشخیص بالدار شدن یا برجسته شدن لبه داخلی آن انجام شد. همچنین عدم حرکت نرم و هماهنگی کتف از طریق بالا رفتن زود هنگام آن و انجام سریع چرخش داخلی کتف در فاز پایین آوردن بازو از وضعیت کاملاً دور شده نیز ملاک‌های اختلال حرکت کتف بود. پایایی این آزمون در سطح خوب (۷۵-۸۲ درصد توافق، $K = 0/48 - 0/61$) برآورد شده است. روایی هم‌زمان آن در جمعیت بزرگی از ورزشکاران بالای سر اندازه‌گیری شد و نتیجه حاکی از امکان تشخیص حرکت غیرنرمال کتف با استفاده از آزمون مذکور بود (۱۶، ۱۱).



همچنین برای بررسی دقیق‌تر از آزمون لغزش جانبی کتف کیبلر استفاده شد (۱۷). در این آزمون ابتدا زاویه تحتانی کتف با مازیک روی پوست علامت زده شد. سپس، فاصله آن از مهره مجاور همراستای خود در سه وضعیت دست‌ها در کنار بدن؛ دست‌ها روی کمر با زاویه ۴۵ درجه، به طوری که انگشت شست در عقب و چهار انگشت در جلو باشد؛ بازوها در زاویه ۹۰ درجه ابداکشن و طوری که انگشت شست رو به پایین باشد، با استفاده از متر نواری اندازه‌گیری شد. هر کدام از اندازه‌گیری‌ها با سه بار تکرار در هر دو دست انجام و سپس میانگین آن‌ها محاسبه شد. در صورتی که تفاوت بین دو دست ۱/۵ سانتی‌متر یا بیشتر بود، آزمون مثبت گزارش می‌شد و بدان معنا بود فرد دچار اختلال در کتف است. در حالت طبیعی این فاصله سه اینچ (هفت و نیم سانتی‌متر) گزارش شده است، که افزایش یا کاهش آن باعث اختلال در پاسچر ایستا و همچنین حرکات کتف می‌شود. کیبلر پایایی درون‌گروهی این آزمون را از ۰/۸۴ تا ۰/۸۸ و پایایی برون‌گروهی آن را از ۰/۷۷ تا ۰/۸۵ در زوایای مختلف گزارش کرده است (۱۱، ۱۸، ۱۹).

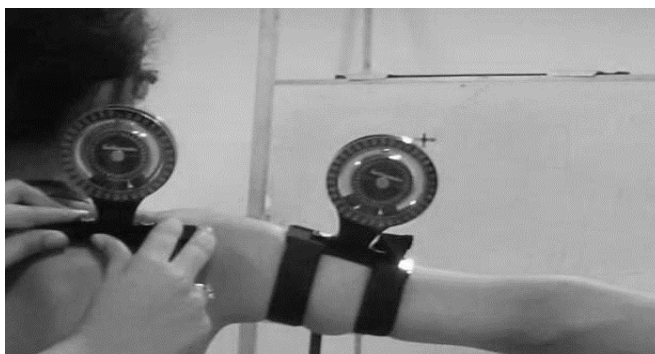
روش‌های اندازه‌گیری

به منظور بررسی ریتم کتفی بازویی (شکل شماره ۱)، از یک اینکلاینومتر^۱ برای اندازه‌گیری الویشن شانه و یک اینکلاینومتر دیگر برای اندازه‌گیری چرخش بالایی کتف استفاده شد. درجه چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلاینومتر دوم اندازه‌گیری شد که روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد تا با پای برهنه در حالت ایستاده قرار گیرند و اکستنشن کامل آرنج، وضعیت خنثای مچ و انگشت شست متمایل به صفحه کرونال را انجام دهند. اینکلاینومتر دقیقاً زیر سر متحرک عضله دلتوئید با استفاده از یک نوار به‌طور عمودی به بازو متصل می‌شد. در وضعیتی که دست‌ها در کنار بدن بود وضعیت استراحت کتف (میزان چرخش بالایی/پایینی) اندازه‌گیری می‌شد. ریتم کتفی بازویی با تقسیم کردن ابداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه شد. آزمودنی‌ها حرکت را در ابداکشن ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه متوقف می‌کردند و مقدار عددی دو اینکلاینومتر یادداشت و برای محاسبه ریتم استفاده می‌شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار با دست برتر انجام می‌داد و میانگین سه حرکت برای تجزیه و تحلیل استفاده شد. بین هر تکرار به آزمودنی‌ها دو دقیقه استراحت داده می‌شد. در این پژوهش کاهش یا افزایش چرخش بالایی کتف در حین حرکت گلنوهومرال بررسی شد. در حالت طبیعی، کتف در وضعیت استراحت ۳۰ درجه چرخش بالایی دارد که کاهش چرخش

1. Inclinator



بالایی کتف در حین حرکات بازو نشانه بروز اختلال در ریتم در نظر گرفته شد. پایایی این آزمون را از ۰/۸۶ تا ۰/۹۱ و روایی آن را از ۰/۶۶ تا ۰/۸۹ گزارش کرده‌اند (۲۰-۲۲).



شکل ۱ - اندازه‌گیری ریتم کتفی بازویی

دامنه حرکتی چرخش داخلی و خارجی شانه: برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی از گونیامتر^۱ استفاده شد. آزمودنی به پشت دراز می‌کشید. بازو در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن و آرنج در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن قرار می‌گرفت. یک حوله لوله‌شده زیر سر پروگزیمال بازو قرار داده شد. برای اندازه‌گیری میزان چرخش داخلی شانه، محور گونیامتر روی زائده آرنجی، بازوی ثابت آن عمود بر زمین و در امتداد استخوان بازو و بازوی دیگرش در امتداد استخوان زند زیرین قرار گرفت. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا چرخش داخلی بازو را انجام دهد و زاویه بین دو بازوی گونیامتر برحسب درجه ثبت می‌شد. برای اندازه‌گیری چرخش خارجی نیز آزمودنی در وضعیت شروع قرار می‌گرفت، چرخش خارجی بازو را انجام می‌داد و زاویه بین دو بازو گونیامتر برحسب درجه ثبت می‌شد (۲۳-۲۵).

دامنه حرکتی فلکشن شانه: آزمودنی به پشت روی تخت دراز می‌کشید و ران‌ها و زانوهایش با زاویه ۹۰ درجه خم می‌شد. درحالی‌که آرنج‌ها در وضعیت اکستنشن بودند، حرکت خم کردن دوطرفه شانه را به‌طور کامل در سطح ساجیتال انجام می‌داد و کف دست‌ها را به سمت هم می‌چرخاند. بازوی ثابت گونیامتر در امتداد سینه و موازی با پهنای میز و بازوی متحرک نیز در امتداد محور طولی بازو قرار می‌گرفت (۲۲).

دامنه حرکتی اکستنشن شانه: آزمودنی به شکم روی تخت دراز می‌کشید و سر در وضعیت طبیعی قرار می‌گرفت. سپس، باز کردن دوطرفه شانه را در سطح ساجیتال اجرا می‌کرد. برای این کار آرنج‌ها

1. Goniometer



دروضعیت اکستنشن قرار داشت. بازوی ثابت گونیامتر در امتداد سینه، موازی با پهنای میز و بازوی متحرک در امتداد محور طولی بازو قرار می‌گرفت (۲۶).

دامنه حرکتی ابداکشن شانه: آزمودنی روی تخت به پشت دراز می‌کشید و ران‌ها و زانوهایش با زاویه ۹۰ درجه خم می‌شد. در این حالت، حرکت ابداکشن دوطرفه را انجام داد. زمانی که بیشترین ابداکشن ایجاد می‌شد، در قسمت میانی، بخش فوقانی بازو و اپی‌کندیل خارجی استخوان بازو علامت‌گذاری می‌شد. به این منظور بازوی ثابت گونیامتر موازی با ستون فقرات و بازوی متحرک در راستای محور طولی استخوان بازو، در جهت دو نقطه مشخص شده قرار می‌گرفت (۲۶).

دامنه حرکتی اداکشن شانه: برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی اداکشن شانه، حرکت در صفحه فرونتال انجام شد. ادامه حرکت شامل بازگشت به صفر درجه از موقعیت ابداکشن کامل بود. به این منظور بازوی ثابت گونیامتر موازی با ستون فقرات و بازوی متحرک آن در راستای محور طولی استخوان بازو، در جهت دو نقطه مشخص شده قرار می‌گرفت (۲۶).

برای اندازه‌گیری قدرت عضلانی از قدرت‌سنج دستی^۱ استفاده شد. ($r = 0.99$) گفتنی است، تمام اندازه‌گیری‌های مربوط به قدرت عضلات، سه بار تکرار شد و از میانگین مقادیر به‌دست‌آمده برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. بین هر اندازه‌گیری، ۳۰ ثانیه استراحت و بین هر وضعیت آزمون، یک دوره یک دقیقه‌ای استراحت به آزمودنی‌ها داده شد (۲۷).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت چرخش به خارج (قدرت عضلات اینفراسپیناتوس و ترس مینور) و چرخش داخلی شانه (قدرت عضله تحت کتفی): آزمودنی روی شکم می‌خوابید و سر را به سمت دیگر می‌چرخاند. شانه در زاویه ۹۰ درجه ابداکشن روی تخت قرار می‌گرفت، درحالی‌که آرنج کاملاً روی تخت و ساعد عمود از لبه تخت آویزان بود. یک حوله لوله‌شده نیز زیر بازو قرار داده می‌شد. دینامومتر نزدیک زائده استیلوئید استخوان رادیوس و در سطح پشتی مچ قرار می‌گرفت و فرد در مقابل نیرویی که به سمت چرخش به داخل اعمال شد، مقاومت می‌کرد، بدین ترتیب که ساعد را به سمت بالا در دامنه چرخش خارجی به حرکت درمی‌آورد. همچنین برای چرخش داخلی، دینامومتر نزدیک زائده استیلوئید رادیوس و در سطح کف‌دستی مچ قرار داده می‌شد و فرد در مقابل نیرویی که به سمت چرخش به خارج وارد می‌شد، مقاومت می‌کرد (۲۸).

1. Handheld Power Meter



آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک فلکشن شانه: آزمودنی در وضعیت طاق باز روی تخت دراز می کشید، درحالی که شانه اش از تخت آویزان و کف دست ها رو به زمین بود. دستگاه بر سطح انتهایی تحتانی بازو قرار می گرفت و از آزمودنی خواسته می شد با آرنج صاف به سمت بالا نیرو وارد کند (۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک اکستنشن: آزمودنی به حالت دمر روی تخت دراز می کشید، درحالی که کف دست ها رو به بالا بود. دستگاه بر سطح انتهایی تحتانی بازو قرار می گرفت و از آزمودنی خواسته می شد با آرنج خم به سمت بالا نیرو وارد کند (۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک اداکشن: آزمونگر دستگاه را در قسمت داخلی-تحتانی بازو حفظ می کرد و از آزمودنی می خواست حرکت اداکشن را با حداکثر نیرو اجرا کند (۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت اسکاپشن (قدرت عضله فوق خاری): آزمودنی در وضعیت نشسته قرار می گرفت، درحالی که شانه در زاویه ۷۵ درجه اداکشن در صفحه کتف (انگشت شست به سمت بالا و ساعد در وضعیت میانه) قرار داشت. آزمونگر با یک دست کتف آزمودنی را ثابت نگه می داشت و با دست دیگر دینامومتر را در میانه فاصله شانه و آرنج (بین زائده آخرومی تا اپی کندیل خارجی استخوان بازو) قرار می داد. در این حالت آزمودنی در مقابل نیرویی که برای پایین بردن دست وارد می شد، مقاومت می کرد (۲۸).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت ریتراکشن کتف (قدرت تراپزیوس میانی): آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت قرار می گرفت، به طوری که شانه در زاویه ۹۰ درجه اداکشن و آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. سر به سمتی می چرخید که برای فرد راحت تر بود و آزمونگر در همان سمت می ایستاد. برای جلوگیری از چرخش تنه، کتف سمت مقابل با دست دیگر ثابت می شد. از فرد خواسته می شد بازو را در جهت نزدیک کردن کتف به سمت سقف بالا بیاورد و در برابر نیروی پایین برنده بازو مقاومت کند. دینامومتر در میانه خار استخوان کتف (بین زائده آخرومی و ریشه خار استخوان کتف در حاشیه خارجی موازی محور طولی استخوان بازو) قرار می گرفت. نیروی ایزومتریک شخص روی صفحه دیجیتالی دستگاه مشخص شد (۲۸، ۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت پروترکشن و چرخش به بالای کتف (قدرت عضله دندانهای قدامی): این آزمون مشابه روش ریتراکشن اجرا می شد با این تفاوت که آزمودنی طاق باز و با زانوی خم روی تخت قرار می گرفت، به شکلی که شانه در زاویه ۹۰ درجه اداکشن و آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. یک حوله تاشده زیر بازو قرار داده می شد تا بازو هم سطح زائده آخرومی قرار گیرد. سپس دینامومتر در راستای محور طولی استخوان بازو، روی زائده آرنجی زند زیرین قرار می گرفت. از آزمودنی



خواسته می‌شد با حداکثر نیرو، کتف را از سطح زمین دور کند و به دینامومتر نیرو اعمال کند (۲۸، ۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت الیوشن کتف (قدرت عضله ذوزنقه‌ای فوقانی): آزمودنی در حالت نشسته دست‌ها را روی ران‌ها قرار می‌داد و حرکت الیوشن انتهایی آکرومیال و کتف را انجام می‌داد. با اکستنشن جانبی گردنی، استخوان کتف و استخوان پس سری به سمت بالا آمده، نزدیک می‌شود و صورت به سمت مقابل می‌چرخید. در این حالت فعالیت ذوزنقه‌ای فوقانی جدا از دیگر عضلات بالابرنده کتف بررسی می‌شد بدین صورت که دینامومتر روی آکرومیال قرار می‌گرفت و مقاومت به سمت پایین اعمال می‌شد (۲۹).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت دپریشن کتف (قدرت عضله ذوزنقه‌ای تحتانی): آزمودنی روی شکم می‌خوابید و سر به سمتی می‌چرخید که فرد راحت‌تر بود. بازو در وضعیت ۱۳۵ درجه اداکشن، ساعد در وضعیت میانه و شست به سمت سقف قرار می‌گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد بازویش را مستقیم به سمت سقف بالا بیاورد و نگه دارد. دینامومتر در فاصله بین زائده آخرومی و ریشه خار استخوان کتف قرار می‌گرفت و مقاومت مستقیم در جهت پایین بردن روی استخوان کتف اعمال می‌شد (۲۸).

آزمون حداکثر نیروی ایزومتریک حرکت چرخش تحتانی کتف (قدرت عضلات رومبویید): آزمودنی روی شکم می‌خوابید. شانه در وضعیت چرخش داخلی، بازو در وضعیت اداکشن و آرنج خم در پشت کمر قرار گرفت. به فرد گفته می‌شد دستش را بالا بیاورد و اجازه ندهد آزمونگر آن را پایین ببرد. دینامومتر بین شانه و آرنج، دقیقاً در نیمه فاصله بین زائده آخرومی تا اپی‌کندیل خارجی قرار گرفت. آزمونگر کتف سمت مقابل را با دست ثابت می‌کرد (۲۸).

آزمون ارزیابی ثبات عملکردی اندام فوقانی آزمون Y از یک صفحه برای قرار دادن دست تکیه‌گاه تشکیل شده است که در سه جهت میله‌های مدرج به آن متصل است. روی هر میله یک اندیکاتور متحرک قرار دارد که با سر دادن اندیکاتور با دست آزاد، میزان دستیابی در آن جهت مشخص می‌شود. برای انجام این آزمون از فرد خواسته می‌شد روی کف دست‌ها (شست چسبیده به انگشت اشاره و آرنج‌ها در حالت اکستنشن) و پنجه پاها در وضعیت شروع قرار گیرد و ستون فقرات و اندام تحتانی را در یک امتداد حفظ کند. دست برتر به‌عنوان تکیه‌گاه انتخاب شد. محل قرارگیری شست با استفاده از یک خط مشخص می‌شد و پاها به‌اندازه عرض شانه از یکدیگر فاصله می‌گرفتند. در این وضعیت از فرد خواسته می‌شد تا با حفظ وضعیت دست تکیه‌گاه، تنه و اندام تحتانی با دست آزاد خود عمل دستیابی را در جهت‌های میانی، تحتانی-جانبی و فوقانی-جانبی تا دورترین مکان ممکن انجام دهد.



به منظور امکان مقایسه با افراد دیگر، مقادیر دستیابی با طول اندام فوقانی (فاصله زائده خاری مهره هفتم گردنی تا انتهای بلندترین انگشت در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن شانه و اکستنشن آرنج، مچ و انگشتان) نرمال شد. عمل دستیابی در هر سه جهت به صورت پشت سرهم، بدون استراحت و بدون اینکه دست آزاد با زمین تماس پیدا کند، انجام می‌شد. فرد اجازه داشت پس از انجام هر دور (دستیابی در سه جهت) دست آزاد را روی زمین قرار دهد و استراحت کند. این روند سه دور انجام می‌شد. در هر دور، در صورتی که هر یک از این موارد رخ می‌داد آزمون دوباره تکرار می‌شد: دست ثابت فرد از روی صفحه جدا می‌شد؛ دست آزاد با زمین یا اندیکاتور تماس پیدا می‌کرد یا فرد به آن تکیه می‌کرد؛ آزمودنی نمی‌توانست با کنترل دست آزاد خود را به وضعیت شروع برگرداند و تعادلش فرد به هم می‌خورد یا هر یک از پاها از زمین جدا می‌شد. قبل از اجرای آزمون به هر آزمودنی اجازه داده شد دو بار به صورت آزمایشی آزمون را انجام دهد. در هر جهت بالاترین میزان دستیابی ثبت شد و به منظور محاسبه نمره ترکیبی کلی در فرمول زیر قرار گرفت:

(طول اندام $3 \times$) / (دستیابی میانی + دستیابی تحتانی - جانبی + دستیابی فوقانی - جانبی) = نمره ترکیبی
همچنین برای مقایسه نمرات دستیابی جهات مختلف به صورت جداگانه، این نمرات با طول اندام فوقانی نرمال شد و از نمره دستیابی نرمال شده در هر جهت برای مقایسه استفاده شد (۴،۳۰،۳۲).

آزمون پرتاب توپ طبی نوعی آزمون غربالگری توان و قدرت عملکردی زنجیره جنبشی باز برای ارزیابی دوطرفه اندام فوقانی است. آزمون به این صورتی بود که آزمودنی سر و تنه را به دیوار می‌چسباند. سپس، در حالی که پاها در وضعیت اکستنشن، بازوها در ۹۰ درجه ابداکشن و آرنج در وضعیت فلکشن قرار داشت، توپ دو کیلوگرمی را در دست نگه می‌داشت. توپ در گچ ژیمناستیک آغشته می‌شد تا پس از پرتاب اثرش روی زمین باقی بماند. یک نوار ده متری روی زمین کشیده می‌شد و آزمودنی توپ را در امتداد آن پرتاب می‌کرد. سر، شانه‌ها و پشت تا حد امکان در تماس کامل با دیوار قرار داشت. آزمون چهار مرتبه با یک دقیقه استراحت بین هر تکرار اجرا می‌شد. اگر پشت، شانه‌ها یا سر تماس خود را با دیوار از دست می‌دادند یا توپ به جای خط مستقیم در زاویه انحرافی پرتاب می‌شد، آزمون نامعتبر بود و دوباره انجام می‌شد. آزمونگر پس از هر آزمایش عملکرد، فاصله پرتابی را به دقت با متر نواری اندازه‌گیری می‌کرد (۴،۳۰،۳۲).

تجزیه و تحلیل داده‌ها

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای طبقه‌بندی و تنظیم داده‌ها، تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی (میانگین و انحراف معیار) و ترسیم جداول از آمار توصیفی استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد



و با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، در بخش آمار استنباطی برای بررسی شیوع اختلالات از آزمون خی دو و برای مقایسه میانگین‌ها بین گروه‌های پست بازی از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه (ANOVA) و بونفرونی استفاده شد. همچنین برای بررسی ارتباط متغیرها با اختلالات حرکتی کتف از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵٪ و میزان آلفا کوچک‌تر از ۰/۰۵٪ در نظر گرفته شد. درباره نحوه اجرای پژوهش به صورت شفاهی و کتبی اطلاعات لازم در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. قبل از آغاز پژوهش، تمامی آزمودنی‌ها رضایت‌نامه شرکت در پژوهش را امضا کردند و سپس در یک جلسه نحوه اجرای آزمون‌ها برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. اطلاعات شخصی افراد به صورت محرمانه حفظ و از ذکر نام آزمودنی‌ها خودداری شد.

یافته‌ها

اطلاعات جمعیت‌شناختی نمونه‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است. یافته‌های مربوط به درصد فراوانی اختلالات حرکتی کتف در نمودار شماره ۱ و ۲ گزارش شده است. نتایج آزمون خی دو برای میزان شیوع اختلالات حرکتی کتف در پنج پست بازی در جدول شماره ۲ گزارش شده است. همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی برای آزمون‌های ثبات عملکردی، ریتم کتفی بازویی، قدرت ایزومتریک و دامنه حرکتی در پست‌های بازی در جدول‌های شماره ۳ تا ۷ و نتایج آزمون همبستگی پیرسون برای بررسی ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف و پست‌های بازی والیبال در جدول شماره ۷ گزارش شده است.

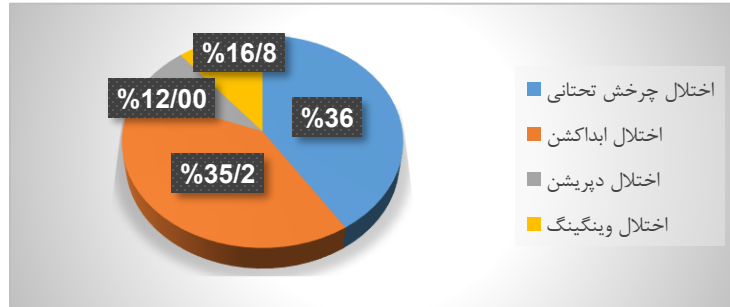
جدول ۱. اطلاعات جمعیت‌شناختی

تعداد	۱۵۰
سن (سال)	$22/10 \pm 2/18$
قد (سانتی‌متر)	$171/53 \pm 6/30$
وزن (کیلوگرم)	$64/13 \pm 9/43$
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	$22/35 \pm 1/09$
سابقه بازی در لیگ (سال)	$5/21 \pm 2/48$

از مجموع چهار اختلال حرکتی کتف در این پژوهش، ۳۵/۲ درصد به چرخش تحتانی کتف، ۳۶ درصد به ابداکشن کتف، ۱۶/۸ درصد به اختلال وینگینگ کتف و ۱۲ درصد هم به دپریشن کتف مربوط بود. فراوانی اختلالات در مجموع آزمودنی‌ها در نمودار شماره ۱ ارائه شده است.



نمودار ۱- درصد فراوانی اختلالات حرکتی کتف در مجموع آزمودنی‌ها



همچنین فراوانی مجموع چهار اختلال حرکتی کتف (چرخش تحتانی، دپریشن، وینگینگ و ابداکشن) در بازیکنان پست‌های مختلف والیبال به این شرح بود:

- پست پاسور: ۶۰ درصد ابداکشن کتف؛ ۱۶ درصد چرخش تحتانی کتف؛ ۱۶ درصد اختلال وینگینگ کتف و ۸ درصد دپریشن کتف؛

- پست سرعتی: ۴۸ درصد چرخش تحتانی کتف، ۲۴ درصد دپریشن کتف، ۱۲ درصد ابداکشن کتف و ۱۶ درصد وینگینگ کتف؛

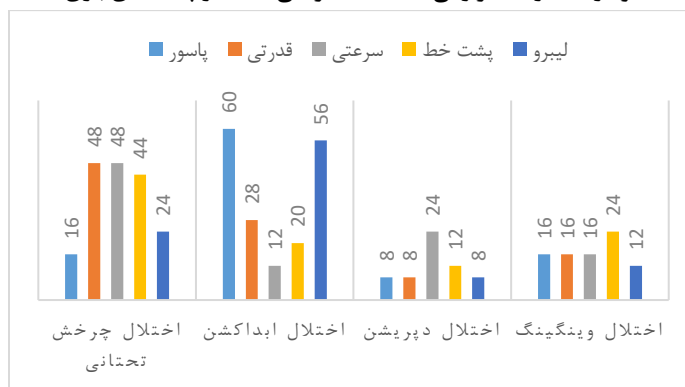
پست قدرتی: ۴۸ درصد چرخش تحتانی کتف، ۱۶ درصد اختلال وینگینگ کتف، ۲۸ درصد ابداکشن کتف و ۸ درصد دپریشن کتف بود؛

پست پشت خط: ۴۴ درصد چرخش تحتانی کتف، ۲۴ درصد اختلال وینگینگ کتف، ۲۰ درصد ابداکشن کتف و ۱۲ درصد دپریشن کتف؛

پست لیبرو: ۵۶ درصد ابداکشن کتف، ۱۲ درصد اختلال وینگینگ کتف، ۲۴ درصد اختلال چرخش تحتانی کتف و ۸ درصد دپریشن کتف.

فراوانی اختلالات در پست‌های بازی به تفکیک پست‌ها در نمودار شماره ۱ ارائه شده است.

نمودار ۲- درصد فراوانی اختلالات حرکتی کتف در پست‌های بازی



با توجه به نتایج آزمون خی دو در جدول شماره ۲ مشاهده می‌شود بین میزان فراوانی اختلالات حرکتی کتف در پنج پست بازی تفاوت معناداری وجود دارد ($P < 0/05$).

جدول ۲- نتایج آزمون خی دو برای بررسی تفاوت شیوع اختلال کتف در پست‌های بازی

متغیر	نوع اختلال	پست‌های بازی					میزان خی دو	سطح معناداری
		پاسور ^۱	سرعتی	قدرتی	پشت خط	لیبرو		
اختلالات کتف	چرخش تحتانی	۴	۱۲	۱۲	۱۱	۶	۱۸/۷۰	*۰/۰۰۱
	دپریشن	۲	۶	۲	۳	۲		
	ابداکشن	۱۵	۳	۷	۵	۱۴		
	وینگینگ	۴	۴	۴	۶	۳		

*سطح معناداری $p \leq 0/05$

با توجه به نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه که در جدول‌های شماره ۳ تا ۶ آمده است، در پست‌های مختلف والیبال بین ریتم کتفی بازویی در زوایای 0° تا 45° ($P = 0/001$)، 45° تا 90°

۱. در جدول‌ها منظور از عدد ۱، پست پاسور؛ عدد ۲، پست سرعتی؛ عدد ۳، پست قدرتی؛ عدد ۴، پست پشت خط و عدد ۵، پست لیبروست.



($P=0/002$) و 90° تا 135° ($P=0/004$)، دامنه‌های حرکتی فلکشن شانه ($P=0/003$)، چرخش داخلی ($P=0/001$)، قدرت ایزومتریک ریتراکشن ($P=0/004$)، پروتراکشن ($P=0/002$)، چرخش تحتانی ($P=0/003$)، دپریشن ($P=0/005$)، چرخش داخلی ($P=0/002$)، الیوشن کتف ($P=0/012$) و نمرات آزمون ثبات عملکردی نمره ترکیبی ($P=0/003$) و همچنین آزمون پرتاب توپ طبی ($P=0/048$) تفاوت معناداری وجود دارد.

با توجه به نتایج مندرج در جدول‌های شماره ۳ تا ۶، بین دامنه‌های حرکتی ابداکشن، اکستنشن، چرخش خارجی و اداکشن شانه، قدرت ایزومتریک اکستنشن، چرخش خارجی شانه، فلکشن و قدرت اسکاپشن کتف، همچنین آزمون Y در جهت جانبی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P>0/05$).

جدول ۳- تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی تفاوت میزان ریتم کتفی بازویی در پست‌های مختلف والیبال

متغیر	Ss	f	Sig	۲=۱	۳=۱	۴=۱	آزمون تعقیبی (Sig)	۴=۲	۳=۲	۵=۲	۴=۳	۵=۳	۴=۴	۵=۴
بین گروهی ریتم کتفی بازویی (90° تا 145°)	۳۲۷۹۹/۴۲	۲۰۶۹۶/۰۶	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۷	۰/۰۲۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
درون گروهی کل	۵۳۴۹۵/۴۸	۲۹/۷۱												
بین گروهی ریتم کتفی بازویی (90° تا 145°)	۴۰۵۶۰/۱۷	۲۱۵۵۱/۳۷	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۲۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲
درون گروهی کل	۶۲۱۱۱/۵۵	۳۵/۲۸												
بین گروهی ریتم کتفی بازویی (90° تا 135°)	۳۸۹۹۰/۶۷	۲۳۰۳۹/۳۱	۰/۰۰۴	۰/۰۰۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۵	۰/۰۰۵	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷
درون گروهی کل	۶۲۰۲۹/۹۸	۳۱/۷۳												

*سطح معناداری $P \leq 0/0$

نتایج مربوط به تفاوت ریتم کتفی بازویی در پست‌های مختلف بازی والیبال در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود.



جدول ۴- تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی تفاوت میزان دامنه‌های حرکتی شانه در پست‌های مختلف والیبال

متغیر	Ss	f	Sig	آزمون تعقیبی (Sig)																
				۲=۱	۳=۱	۴=۱	۵=۱	۳=۲	۴=۲	۵=۲	۴=۳	۵=۳	۵=۴							
دامنه حرکتی فلکشن	۲۸۲/۷۰	۴/۲۷	۰/۰۰۲	۰/۰۲۷	۰/۰۱۰	۰/۰۰۸	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲
دامنه حرکتی اکستنشن	۵۰۰/۹۲	۱/۹۶۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دامنه حرکتی لیداکشن	۱/۳۲	۰/۰۴۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دامنه حرکتی آداکشن	۲۸/۴۵	۰/۶۶	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دامنه حرکتی چرخش داخلی	۱۰۹۴/۵۷	۱۰/۸۳	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دامنه حرکتی چرخش خارجی	۲۹۶/۲۰	۲/۲۲	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴

*سطح معناداری $p \leq 0/05$

در جدول ۴ مشاهده می‌شود بین میزان دامنه حرکتی فلکشن شانه در پست‌های پاسور-سرعتی ($P=0/027$)، پاسور-قدرتی ($P=0/010$)، پاسور-پشت خط ($P=0/008$)، سرعتی-لیبرو ($P=0/003$)، قدرتی-لیبرو ($P=0/001$) و پشت خط-لیبرو ($P=0/021$)، دامنه حرکتی چرخش داخلی شانه در بین پست‌های پاسور-سرعتی ($P=0/008$)، پاسور-قدرتی ($P=0/002$)، پاسور-پشت خط ($P=0/048$)، سرعتی-لیبرو ($P=0/001$) و پشت خط-لیبرو ($P=0/007$) تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین دامنه حرکتی چرخش خارجی شانه در بین پست‌های پاسور-سرعتی ($P=0/021$)، سرعتی-قدرتی ($P=0/022$)، قدرتی-پشت خط ($P=0/005$) و سرعتی-لیبرو ($P=0/037$) تفاوت معناداری دارد.



جدول ۵- تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی تفاوت میزان قدرت ایزومتریک

حرکات مختلف شانه در پست‌های مختلف والیبال

متغیر	Ss	f	Sig	۱#	۲#	۳#	آزمون تعقیبی	(Sig) ۴#	۵#	۶#	۷#	۸#	۹#	۱۰#
قدرت چرخش داخلی	۲۳۷/۶۰ ۱۲۸۸۰ ۳۶۶۴۰	۲۲/۱۳	۰/۰۰۲	۰/۰۰۷	۰/۴۶۲	۰/۷۵۵	۰/۱۵۷	۰/۴۶۲	۰/۰۰۱	۰/۳۴۵	۰/۰۰۱	۰/۳۴۵	۰/۰۰۱	۰/۳۴۵
قدرت چرخش خارجی	۶۲/۱۰ ۵۰۰۵۸۰ ۵۶۷۹۰	۱/۴۷	۰/۲۸۰	۰/۱۹۷	۰/۴۱۷	۰/۲۳۴	۰/۲۷۸	۰/۴۳۷	۰/۱۷۸	۰/۱۷۸	۰/۱۷۸	۰/۱۷۸	۰/۱۷۸	۰/۱۷۸
قدرت فلکشن	۳/۹۲ ۴۱/۷۴ ۴۷/۸۶	۱/۲۹۵	۰/۲۱۲	۰/۲۹۷	۰/۱۹۷	۰/۳۸۱	۰/۲۷۸	۰/۲۹۴	۰/۲۴۶	۰/۲۴۶	۰/۲۴۶	۰/۲۴۶	۰/۲۴۶	۰/۲۴۶
قدرت اکستنشن	۳/۲۱ ۴۳/۸۷ ۴۹/۹۱	۴/۳۱	۰/۳۱۰	۰/۳۳۵	۰/۱۵۴	۰/۱۴۵	۰/۱۲۸	۰/۳۵۹	۰/۱۸۷	۰/۱۸۷	۰/۱۸۷	۰/۱۸۷	۰/۱۸۷	۰/۱۸۷
قدرت اسکاپشن	۳/۰۹ ۴۴/۷۷ ۴۷/۸۶	۱/۲۹	۰/۲۸۰	۰/۱۵۷	۰/۱۲۴	۰/۳۶۴	۰/۲۷۸	۰/۴۱۷	۰/۱۷۵	۰/۱۷۵	۰/۱۷۵	۰/۱۷۵	۰/۱۷۵	۰/۱۷۵
قدرت پروتراکشن	۱۹۴/۱۲ ۸۰/۱۱۷ ۹۹۵/۲۹	۴/۵۴	۰/۰۰۲	۰/۲۷۸	۰/۰۳۰	۰/۰۰۱	۰/۲۶۴	۰/۰۳۰	۰/۳۳۳	۰/۳۳۳	۰/۳۳۳	۰/۳۳۳	۰/۳۳۳	۰/۳۳۳
قدرت رینتراکشن	۲۶/۴۹ ۶۵۶/۸۴ ۹۱۷/۳۴	۴/۲۱	۰/۰۰۴	۰/۰۰۹	۰/۰۲۸	۰/۰۰۱	۰/۹۵۴	۰/۱۲۴	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸
قدرت الویشن	۱۶۲/۴۹ ۳۹۴/۲۷ ۵۵۶/۷۶	۷/۷۲	۰/۰۱۲	۰/۰۰۱	۰/۰۳۹	۰/۰۰۲	۰/۴۲۱	۰/۲۶۴	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷
قدرت دپریشن	۲۶/۴۹ ۶۵۶/۸۴ ۹۱۷/۳۴	۷/۴۳	۰/۰۰۵	۰/۲۳۴	۰/۴۷۸	۰/۱۵۴	۰/۰۲۷	۰/۱۲۴	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷	۰/۴۵۷
قدرت چرخش تحتانی	۲۲/۰۶۶ ۹۸۲/۳۱ ۱۲۰۲/۹۷	۱۳/۵۰	۰/۰۰۳	۰/۰۴۲	۰/۰۳۸	۰/۰۰۷	۰/۲۴۵	۰/۴۵۱	۰/۲۶۴	۰/۲۶۴	۰/۲۶۴	۰/۲۶۴	۰/۲۶۴	۰/۲۶۴

نتایج مربوط به تفاوت قدرت حین حرکات مختلف شانه در پست‌های مختلف والیبال در جدول شماره ۵ قابل مشاهده است.



جدول ۶- تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی تفاوت نمره آزمون تعادل Y و پرتاب توپ طبی در پست‌های مختلف والیبال

متغیر	Ss	f	Sig	۲#۱	۳#۱	۴#۱	آزمون تعقیبی (Sig)	۵#۲	۴#۲	۵#۲	۴#۲	۵#۲
بین گروهی	۹۳۷/۸۸											
آزمون Y ترکیبی	۱۱۸۷/۳۷											
درون گروهی	۲۱۲۵/۲۶	۱۴/۸۱	*.۰۰۳	*.۰۰۴	۰/۱۴۸	۱/۵۹۱	*.۰۰۳	۰/۱۲۸	*.۰۰۲	*.۰۰۱	۰/۴۸۱	*.۰۰۱
کل	۴۶۸/۳۲											
بین گروهی	۴۶۸/۳۲											
پرتاب توپ طبی	۳۴۸۱/۶۲											
درون گروهی	۳۹۴۹/۹۵	۲/۵۲	*.۰۴۸	۱/۷۱۸	*.۰۰۱	*.۰۳۹	*.۰۰۱	۱/۶۴۸	*.۰۱۹	*.۰۲۱	۲/۱۸۲	۱/۲۴۸
کل												

*سطح معناداری $p \leq 0/05$

همان‌طور که در جدول شماره ۶ مشاهده می‌شود، در آزمون Y نمره ترکیبی بین پست‌های پاسور-سرعتی ($P=۰/۰۰۴$)، پاسور-لیبرو ($P=۰/۰۰۳$)، سرعتی-پشت خط ($P=۰/۰۰۲$)، سرعتی-لیبرو ($P=۰/۰۰۱$)، قدرتی-لیبرو ($P=۰/۰۳۱$) و پشت خط-لیبرو ($P=۰/۰۲۱$) و نیز در نمرات آزمون پرتاب توپ طبی در پست‌های پاسور-قدرتی ($P=۰/۰۰۱$)، پاسور-پشت خط ($P=۰/۰۳۹$)، پاسور-لیبرو ($P=۰/۰۰۱$)، سرعتی-پشت خط ($P=۰/۰۱۹$)، سرعتی-لیبرو ($P=۰/۰۲۱$)، تفاوت معناداری وجود دارد.

جدول ۷- ضریب همبستگی پیرسون برای بررسی ارتباط بین اختلالات حرکتی کتف و پست‌های بازی والیبال

متغیر	ضریب همبستگی (r)	ضریب تعیین (r^2)	سطح معناداری (Sig)
اختلالات حرکتی کتف	۰/۳۶۸	۰/۱۳۵	* ۰/۰۱

*سطح معناداری $p \leq 0/05$

با توجه به نتایج آزمون همبستگی پیرسون در جدول شماره ۷، بین اختلالات حرکتی کتف و پست‌های بازی والیبال ارتباط معناداری وجود دارد ($P = ۰/۰۱$).



بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر پست بازی در بروز اختلالات حرکتی کتف و ثبات عملکرد کمر بند شانه‌ای در بازیکنان زن حرفه‌ای والیبال بود. با توجه به نتایج پژوهش، میزان شیوع اختلالات حرکتی کتف در بازیکنان زن نخبه والیبال در پست‌های مختلف بازی تفاوت معناداری دارد؛ بدین‌صورت که در بازیکنان اسپکر اختلال حرکتی چرخش تحتانی کتف شایع‌تر است. در الگوی حرکتی اسپک در شروع گام، شانه‌ها به هاپیر اکستنشن می‌رود که باعث چرخش تحتانی و دپریشن در کتف می‌شود. همچنین قبل از تماس با توپ در گارد ضربه شانه دست ضربه‌زننده به آبداکشن افقی بیش‌ازحد و چرخش داخلی می‌رود که باعث آداکشن کتف می‌شود (۳). اسپکرهای قدرتی و پشت‌خطزن‌ها تقریباً الگوی حرکتی مشابهی دارند؛ از این‌رو هوریزنتال آبداکشن انجام‌شده تقریباً مشابه است و در هنگام ضربه روتیشن شانه تأثیر زیادی دارد. سرعتی‌ها هم با هوریزنتال آبداکشن کمتر از دیگر پست‌ها و بیشتر با حرکت آرنج و دامنه چرخش شانه کمتر از دیگر اسپکرها ضربه را اجرا می‌کنند. همچنین به دلیل کم بودن زمان ضربه، سرعتی‌ها بیشتر از دامنه حرکتی در اکستنشن آرنج و حرکات مچ دست استفاده می‌کنند. به‌علاوه، بازیکنان سرعتی هاپیر اکستنشن زیادی در شانه ندارند؛ زیرا باید سریع‌تر از دیگر اسپکرها به توپ ضربه بزنند. از طرفی، بروز اختلال حرکتی دپریشن دومین اختلال شایع بعد از اختلال حرکتی چرخش تحتانی کتف در بازیکنان سرعتی بود که نشان می‌دهد بین این پست با دیگر اسپکرها تمایز کمی وجود دارد (۱۱). در قدرتی‌ها و پشت‌خطزن‌ها به دلیل داشتن زمان برای ضربه، دست ضربه به حالت ضربه چکشی درمی‌آید؛ یعنی دست‌ها کاملاً عقب می‌رود و دامنه حرکتی بیشتری در شانه صورت می‌گیرد که باعث تفاوت میان این پست‌ها با پست سرعتی می‌شود. مهم‌ترین تفاوت این پست‌ها نسبت مقدار هوریزنتال آبداکشن و روتیشن شانه است. همچنین، دامنه هاپیراکستنشن در مفصل شانه برای پست‌های پشت خط و قدرتی با سرعتی متفاوت است (۳، ۱۱، ۳۱). از طرف دیگر، در بازیکنان پست‌های پاسور و لیبرو بروز اختلال آبداکشن کتف شیوع بیشتری داشت. لیبروها حالت پروترکشن و چرخش فوقانی در کتف‌ها دارند که می‌تواند به دلیل الگوی حرکتی کاربردی این پست‌ها باشد که اغلب با آبداکشن و چرخش فوقانی کتف همراه است. همچنین گارد ساعد نیز الگویی مشابه الگوی فعالیت دست در جلوی بدن دارد؛ بدین‌صورت که در هنگام اجرای ساعد شانه‌ها به وضعیت فلکشن می‌رود و باعث چرخش فوقانی در کتف می‌شود. همین‌طور، برای نزدیک کردن دست‌ها به هم در شانه آداکشن رخ می‌دهد که در کتف‌ها باعث پروترکشن می‌شود. پاسورها اصولاً در حالت فلکشن شانه‌ها حرکت پنجه را اجرا می‌کنند که امر موجب



چرخش فوقانی در کتف‌ها می‌شود. در هنگام اجرای پنجه، شانه چرخش داخلی هم دارد که در کتف باعث پروترکشن می‌شود. در الگوهای ساعد و پنجه که مکرر در والیبال صورت می‌گیرد، چرخش فوقانی و ابداکشن در کتف اجرا می‌شود (۳، ۱۱، ۳۱).

همچنین طبق نتایج این پژوهش در بررسی مقایسه‌ای ثبات عملکردی بین پست‌های مختلف، تفاوت معناداری در تمام جهات مشاهده شد. در بررسی پرتاب توپ طبی در پست‌های بازی تفاوت معناداری در نمره بازیکنان مشاهده شد. در بررسی میزان میانگین نمرات کسب‌شده در پست‌های بازی، بازیکنانی که اختلال حرکتی چرخش تحتانی داشتند، در مقایسه با بازیکنان دارای اختلال ابداکشن، میزان نمره جهت میانی بیشتری داشتند. این در حالی است که در جهات فوقانی-جانبی و تحتانی-جانبی میزان میانگین نمره بازیکنانی که اختلال حرکتی چرخش تحتانی کتف داشتند، به‌طور معناداری کمتر از بازیکنان مبتلا به اختلال ابداکشن بود؛ می‌توان این‌طور نتیجه گرفت که با توجه به حرکت‌های شانه و کتف حین اجرای جهات تحتانی-جانبی و فوقانی-جانبی در بازیکنان اختلال چرخش تحتانی کتف به دلیل ضعف عضله سراتوس آنتریور، در مقایسه با بازیکنان دارای اختلال حرکتی ابداکشن، میزان اجرا کمتر بوده است. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، بروز اختلالات حرکتی کتف با توجه به الگوهای متفاوت در پست‌های بازی می‌تواند بر نتایج ثبات عملکردی تأثیرگذار باشد و به‌علاوه، با ایجاد اختلال در میزان قدرت عضلات کمر بند شانه‌ای میزان این تأثیر را افزایش دهد و باعث ایجاد نتایج متفاوت در عملکرد کمر بند شانه‌ای شود. در پست‌های مورد بررسی بیشترین نمره دستیابی در آزمون ثبات اندام فوقانی Y به ترتیب در جهات میانی، تحتانی-جانبی، ترکیبی و فوقانی-جانبی بود. نتایج این پژوهش هم‌سو با برخی از مطالعات پیشین بود (۳۵-۳۳، ۴). با توجه به موقعیت دست دستیابی نسبت به سه جهت آزمون، بدیهی است فرد در جهت میانی نمره بیشتری کسب می‌کند؛ زیرا در سمت دست دستیابی قرار دارد، ولی در جهت فوقانی-جانبی فاصله بیشتری با دست دستیابی دارد و نمی‌تواند این فاصله را مانند جهت تحتانی-جانبی با چرخش بدن جبران کند؛ در نتیجه کمترین نمره را کسب می‌کند. همچنین نتایج نمره دستیابی در گروه ابداکشن بیشتر از گروه چرخش تحتانی بود. در جهت فوقانی-جانبی دستیابی به‌گونه‌ای است که شانه تکیه‌گاه در وضعیت نزدیک شدن افقی اندکی چرخش داخلی دارد و بازوی دستیابی با انجام حرکت نزدیک شدن افقی و دور شدن کتف به بیشترین فاصله دستیابی می‌رسد (۱۲). با توجه به مطالعات پیشین تمامی پژوهش‌های موجود در زمینه اختلال و ناهنجاری‌های کمر بند شانه‌ای از نظر تأثیر بر ثبات عملکردی اندام فوقانی با گروه سالم در ورزشکاران و غیر ورزشکاران بررسی شده است. وجود اختلالات متفاوت در کمر بند شانه‌ای، به‌ویژه در کتف، پژوهشگر را بر آن داشت تا برخلاف مطالعات گذشت، ثبات عملکردی را در



بازیکنان نخبه با اختلالات متفاوت کتف بررسی کند. با توجه به مطالعات می‌توان دریافت شواهد کمی درباره نتایج آزمون ثبات عملکرد اندام فوقانی در افراد دارای اختلالات کتف به صورت مقایسه‌ای در دسترس است. در مطالعات گذشته نمره ثبات عملکردی اندام فوقانی در افراد مبتلا به اختلال در کتف از افراد سالم کمتر بود (۴،۱۴)؛ در نتیجه اختلال کتف بر ثبات عملکردی اثرگذار است. با گسترش این اختلال در عملکرد آوران‌های مفصلی، آن دسته از الگوهای حرکتی که باید طبق بازخوردهای دقیق گیرنده‌های حسی عمل کنند، نمی‌توانند الگوی هماهنگ انقباض عضلات را مدیریت کنند و بدین ترتیب مفصل دچار کاهش ثبات عملکردی می‌شود. از این‌رو در عمل دستیابی در آزمون ثبات زمانی که دست تکیه‌گاه داری اختلال باشد، محدوده ثباتی شانه تکیه‌گاه کمتر می‌شود و در نتیجه میزان دستیابی کاهش می‌یابد (۳۸-۳۶).

نتایج پژوهش حاضر با نتایج بررسی آماسی (۲۰۱۶) هم‌سو نبود. نتایج نشان داد افراد دارای دیسکینزی کتف، در مقایسه با افراد بدون دیسکینزی، نمره دستیابی بیشتری دارند که از بین آن‌ها، امتیاز نمره ترکیبی تفاوت قابل توجهی داشت. این هم‌سو نبودن نتایج می‌تواند به دلیل سطح فعالیت و رشته ورزشی در سطح حرفه‌ای در گروه مورد بررسی مطالعه حاضر باشد (۹). مطالعات نشان دادند به دلیل اینکه بیشتر ثبات مفصل شانه در دامنه میانی حرکت توسط ثبات‌دهنده‌های پویا تأمین می‌شود و عضلات ثبات‌دهنده روی کتف قرار دارند، کتف در عملکرد طبیعی شانه در ورزشکاران پرتاب از بالای سر نقشی بسیار مهم بر عهده دارد. همچنین از آنجاکه مفصل شانه برای عملکرد مناسب بر عضلات اطراف خود تکیه دارد، ضعف این عضلات می‌تواند موجب تغییر کینماتیک کتف شود. با توجه به مطالعات موجود درباره نقش عضلات کمر بند شانه‌ای بر ثبات کتف و تأثیر اختلال در قدرت و طول این عضلات بر کتف، مشخص شد ضعف عضلات مهم اطراف کتف به اختلال در وضعیت قرارگیری و حرکت کتف منجر می‌شود. عملکرد مناسب دندان‌های قدامی برای عملکرد شانه ضروری است، زیرا در تمام حرکات سه‌بعدی کتف، طی الویشن بازو، دندان‌های قدامی نقشی مهم ایفا می‌کند (۴،۳۹).

در بررسی مقایسه قدرت بین پست‌های بازی در قدرت الویشن شانه و دپریشن، چرخش تحتانی و پروتراکشن کتف تفاوت معناداری مشاهده شد. در حالی که در قدرت اکستنشن، فلکشن، چرخش خارجی شانه و اسکاپشن تفاوت معناداری مشاهده نشد. تفاوت در قدرت پست‌های مختلف می‌تواند بر الگوی حرکتی خاص آن پست و نقش عضلات به کار گرفته شده در آن الگو تأکید داشته باشد. در بازیکنان مبتلا به اختلال حرکتی چرخش تحتانی کتف هنگام بررسی قدرت عضلانی، وجود ضعف عضلات دوزنقه فوقانی و سراتوس آنتریور و افزایش قدرت در عضلات سوپراسپیناتوس و رومبویید



مشاهده شد. در این گروه از بازیکنان، کتف هنگام چرخش فوقانی به ناحیه میدآگزیلاری نمی‌رسد. این کاهش چرخش فوقانی و جبران آن توسط گلهوهورمال از عوامل ایجاد میکروتروما و پارگی تاندون‌های چرخاننده شانه است. همچنین کاهش چرخش فوقانی کتف زمینه‌ساز نیمه‌دررفتگی شانه است. در ابتدای فلکشن شانه عضلات بالابرنده کتف و رومبوئید به دوزنقه فوقانی و دندان‌ای قدامی غالب می‌شوند. در ابتدای ابداکشن فعالیت و غلبه دلتوئید به سراتوس آنتریور و دوزنقه فوقانی باعث کاهش چرخش فوقانی کتف می‌شود. در این بازیکنان همچنین عضلات سینه‌ای کوتاه است و به دلیل ضعف عضله دوزنقه تحتانی که باعث حصول دامنه انتهایی الیوشن و فلکشن شانه می‌شود این حرکت با کاهش چرخش فوقانی کتف همراه می‌شود (۱). در بازیکنان اسپکر شرکت‌کننده در پژوهش حاضر، وینگینگ کتف در حین انجام فلکشن و ابداکشن شانه ایجاد شد. با توجه به بررسی عضلات کمر بند شانه‌ای در این بازیکنان ضعف در عضلات سراتوس آنتریور، دوزنقه میانی و تحتانی، کوتاهی و افزایش قدرت در عضلات سینه‌ای بزرگ و کوچک، دلتوئید و چرخاننده‌های شانه مشاهده شد. در مقابل در بازیکنان لیبرو و پاسور مبتلا به اختلال حرکتی وینگینگ، این اختلال در حین برگشت از فلکشن و ابداکشن در دامنه ۱۸۰ تا ۹۰ ایجاد شد. در بررسی قدرت این بازیکنان ضعف در سراتوس آنتریور و دوزنقه‌ها مشاهده نشد، ولی ضعف در عضله سوپراسپیناتوس و دلتوئید مشاهده شد که می‌تواند با توجه به مطالعات پیشین به دلیل فعالیت نداشتن یا توقف فعالیت عضلات دلتوئید و سوپراسپیناتوس در مقایسه با عضله سراتوس آنتریور باشد (۱). قدرت عضلانی، عضلات دوزنقه فوقانی و رومبوئید بازیکنان مبتلا به اختلال حرکتی ابداکشن کتف در مقایسه با سراتوس آنتریور و دلتوئید کمتر بود و همچنین در بررسی طول عضلانی، کوتاهی عضله سینه‌ای در این بازیکنان مشاهده شد. همچنین غلبه عضله دلتوئید به عضلات تحت خاری و گرد کوچک مشاهده شد که می‌تواند باعث ابداکشن در کتف شود (۱). در بازیکنان مبتلا به اختلال دپریشن قدرت عضلات پشتی بزرگ و دوزنقه تحتانی از عضلات دوزنقه فوقانی و بالابرنده کتف بیشتر بود. انجام حرکات طبیعی مفصل شانه و استخوان کتف مستلزم هماهنگی زیاد بین گروه‌های عضلات مختلف است. هماهنگی بین دو گروه عضلانی مخالف یکدیگر در هر جفت از عضلات به تعادل عملکردی بین گروه‌های عضلانی از نظر قدرت بستگی دارد. چنانچه گروهی از عضلات بیشتر از گروه دیگر تمرین داده شوند یا در حین انجام ورزشی همچون والیبال در حرکات اسپک و سرویس، درمقایسه با عضلات دیگر در معرض فشار نسبی بسیار بیشتری قرار گیرند، ممکن است تعادل بین آن‌ها از بین برود؛ مانند الگوی حرکتی اسپک یا سرویس والیبال که در ضربات، روی اعضای چرخش‌دهند، داخلی بیش از خارجی فشار نسبی وارد می‌شود (۲۷). در پژوهش حاضر بررسی میانگین قدرت فلکشن و اکستنشن در بازیکنان والیبال نشان داد قدرت



اکستنشن شانه از قدرت فلکشن شانه بیشتر است. عضله شانه می‌تواند در اثر انجام الگوی حرکتی تکراری و انقباضات کانسنتریکی به صورت قابل توجهی دچار افزایش قدرت شود که با توجه به فاز نهایی و ادامه حرکت اسپک والیبال قابل توجیه است و همچنین با مطالعات پیشین هم‌سو است (۲۷،۴۰).

در مقایسه ریتم اسکاپولوهومرال در پست‌های بازی تفاوت معناداری در تمام وضعیت‌ها در پست‌های بازی مشاهده شد. این در حالی بود که بازیکنان اسپکر دارای اختلال حرکتی چرخش تحتانی کتف در وضعیت استراحت، میزان چرخش فوقانی طبیعی در کتف نداشتند و این مقدار اندک بود، به شکلی که در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در آخرین وضعیت بررسی، زاویه تحتانی کتف به میداگزبیلاری نرسیده و این نقص توسط گلهومرال جبران می‌شد. در مقابل، میزان چرخش فوقانی در بازیکنان پاسور و لیبرو با اختلال ابداکشن شانه در وضعیت استراحت بیشتر از ۳۰ درجه طبیعی کتف بود و در فاز آخر حرکت ریتم اسکاپولوهومرال میزان این ریتم به ۱:۱ رسیده بود. در مقابل، بازیکنانی که اختلال حرکتی وینگینگشان در فاز حرکت رفت فلکشن و ابداکشن بود و بازیکنان مبتلا به اختلال دپریشن کتف، مانند بازیکنان مبتلا به اختلال چرخش تحتانی، در وضعیت استراحت دارای میزان چرخش فوقانی کم و اختلال در میزان ریتم ۲:۱ بودند. در صورتی که در بازیکنان مبتلا به اختلال حرکتی وینگینگ در فاز حرکت برگشت از فلکشن و ابداکشن، مانند بازیکنان مبتلا به اختلال ابداکشن، میزان چرخش فوقانی در وضعیت استراحت بیشتر از حد طبیعی بود و میزان این ریتم در فاز آخر حرکت ابداکشن ۱:۱ بود. مطالعات نشان داده‌اند ریتم طبیعی اسکاپولوتراسیک نیازمند فعالیت مناسب چرخش دهنده‌های بالایی کتف است. چرخش دهنده‌های بالایی کتف، عضلات دوزنقه فوقانی، تحتانی و سراتوس انتریورند که به‌طور کلی در دستیابی دامنه کامل فلکشن و ابداکشن مهم‌اند. از طرفی، مطالعات نشان داده‌اند نسبت گلهومرال به اسکاپولوتراسیک تحت تأثیر قدرت عضلانی قرار می‌گیرد (۱،۲۰)؛ از این رو ممکن است با توجه به مطالعات موجود، اختلاف در این پست‌ها از نظر میزان چرخش بالایی به فعالیت عضلات درگیر مربوط باشد. بزرگ‌ترین خطر گیرافتادگی زمانی است که کتف به داخل بچرخد و تیلت قدامی داشته باشد و چرخش بالایی کمی در حین فلکشن و ابداکشن ایجاد شود. این خطر زمانی که ابداکشن با چرخش داخلی انجام شود بیشتر می‌شود (۴۱).

در آینده، به پژوهش‌های بیشتری در خصوص الگوهای حرکتی در رشته‌هایی با الگوی بالای سر، به خصوص الگوهای حرکتی تخصصی در پست‌های مختلف بازی نیاز است. در همین راستا پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اختلالات حرکتی در رشته‌های دیگر با الگوی بالای سر و پست‌های مختلف بررسی شود. شایان ذکر است که پژوهش حاضر با محدودیت‌های غیرقابل‌کنترلی همراه بود. میزان



تمایل و انگیزه آزمودنی‌ها حین انجام اندازه‌گیری، میزان آشنایی و اطلاعات قبلی آزمودنی‌ها از اندازه‌گیری‌ها و سبک زندگی آن‌ها از جمله محدودیت‌های غیرقابل کنترل به شمار می‌رفت. همچنین با توجه به اینکه اختلال حرکت کتف ممکن بود با بروز درجاتی از ناهنجاری‌های قیدشده در بخش معیارهای خروج همراه باشد و می‌توانست موجب ریزش نمونه‌ها شود، فقط افرادی از مطالعه خارج شدند که دارای درجات شدید ناهنجاری‌های اندام فوقانی از جمله کایفوز و اسکولیوز و ... بودند. با توجه به نتایج پژوهش می‌توان مشاهده کرد که الگوهای حرکتی متفاوت در پست‌های مختلف بازی و تکرار حرکات خاص پست ورزشی و ایجاد پاسچر ثابت بر نمره ثبات عملکردی، ریتم کتفی بازویی، قدرت و دامنه حرکتی کمربند شانه‌ای اثرگذار است که می‌تواند نشان‌دهنده تأثیر بیشتر یادگیری الگوی حرکتی بر بروز اختلال حرکتی کتف و کارکرد متفاوت اندام در پست‌های مختلف باشد. این نتیجه هم‌سو با نظریه سهرمن مبنی بر تأثیر الگوی حرکتی و حرکات تکراری بر بروز اختلال حرکتی است. چنین سازگاری‌های عضلانی-اسکلتی و از بین رفتن تعادل عضلانی در برخی ورزشکاران حرفه‌ای گزارش شده است.

پیام مقاله

بررسی‌ها نشان داد در پست‌های مختلف والیبال بروز اختلالات حرکتی کتف با هم تفاوت دارند؛ در نتیجه، الگوهای حرکتی متفاوت در پست‌های بازی عاملی اثرگذار در بروز انواع اختلالات در کتف است. مربیان باید به الگوهای حرکتی درست و بهینه در سن پایه و بازیکنان سطوح مبتدی توجه ویژه داشته باشند.

تشکر و قدردانی

از کلیه عزیزانی که ما را در انجام این پژوهش یاری کردند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Sahrman SA. Concepts and principles of movement. In: Sahrman SA, White K, editors. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. Mosby; 2002. p. 9-50.
2. Borstad, John D., Kimberly Szucs, and Anand Navalgund. "Scapula kinematic alterations following a modified push-up plus task." Human movement science 28.6 (2009): 738-751.



3. Reeser, Jonathan C. "Looking ahead: the future of volleyball sports medicine and science." Handbook of sports medicine and science: volleyball. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons (2017): 221-223
4. Hajihosseini, Elham, Ali Asghar Norasteh, and Hassan Daneshmandi. "Comparison of Isometric Strength and Functional Stability of Shoulder Girdle Muscles in Volleyball Women Players with and without Scapular Dyskinesia." Journal of Health Promotion Management 8.5 (2019): 24-32. inpersion
5. Kibler, B.W., A. Sciascia, and T. Wilkes, Scapular dyskinesia and its relation to shoulder injury. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2012. 20(6): p. 364-372.
6. Lin, Jiu-jenq, et al. "Adaptive patterns of movement during arm elevation test in patients with shoulder impingement syndrome." Journal of Orthopaedic Research 29.5 (2011): 653-657.
7. Borstad, John D., Kimberly Szucs, and Anand Navalgund. "Scapula kinematic alterations following a modified push-up plus task." Human movement science 28.6 (2009): 738-751.
8. Samakoush, Babagoltabar, Hamed, Norasteh, Aliasghar, Mohammad Ali Nasab Firouzjah, Ebrahim. "Assessment of Strength, Endurance, and Muscles Flexibility in Teenage Wrestlers with and without Hyper Kyphosis." J Rehab Med. 2020; 9(3):62-71. inpersion
9. Amasay, T., and G. A. Hall. "II, Shapiro S, Ludwig K The Relation between Scapular Dyskinesia and the Upper Quarter Y-Balance Test." Int J Anat Appl Physiol 2.2 (2016): 20-25.
10. Manokas, Sophia, Tal Amasay, and Vered Arbel. "The Effect of Scapular Dyskinesia on Upper Quarter Y-Balance Test Performance." International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings. Vol. 2. No. 12. 2020.
11. Pashaei, Zahra, Daneshmandi, Hassan, Norasteh, Ali Asghar, Fatahi, Ali. "Effect scapular movement impairment on Functional Stability of Shoulder Girdle and scapulohumeral rhythm in elite men volleyball players" 10.22037/JRM.2021.113972.2470 inpersion
12. Zandi, Shahrzad, et al. "Upper quarter functional stability in female volleyball players with and without anterior shoulder instability, with consideration of arm dominance." Archives of Rehabilitation 16.4 (2016): 346-355 inpersion
13. Javdaneh, Noorollah, Nazanin Kamrani Faraz, and Behnam Shokri. "Investigation Stability of Upper Limb Function in Handballers with Glenohumeral Internal Rotation Deficit." Journal of Sport Biomechanics 3.2 (2017): 51-59. inpersion
14. Hazar, Zeynep, Naime Ulug, and Inci Yuksel. "Upper Quarter Y-Balance Test Score of Patients with Shoulder Impingement Syndrome." Orthopaedic journal of sports medicine 2.11_suppl3 (2014): 2325967114S00275.
15. Hannah, Daniel C., Jason S. Scibek, and Christopher R. Carcia. "Strength profiles in healthy individuals with and without scapular dyskinesia." International journal of sports physical therapy 12.3 (2017): 305.



16. Bayattork, Mohammad, et al. "Intra-rater and Inter-rater Reliability and Agreement of the Scapular Dyskinesia test in Young Men with Forward Head and Round Shoulder Posture." *Journal of Rehabilitation Sciences & Research* 6.4 (2019): 169-173. inpersion
17. Ozunlu N, Tekeli H, Baltaci G. Lateral scapular slide test and scapular mobility in volleyball players. National Athletic Trainers' Association, Inc; 2011.
18. Odom, Corrie J., et al. "Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: a reliability and validity study." *Physical therapy* 81.2 (2001): 799-809.
19. Ben Kibler W. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med.* 1998;26(2):325-37.
20. Hosseinimehr, Seyed Hossein, et al. "The comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between dominant and non-dominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes." *Manual therapy* 20.6 (2015): 758-762. inpersion
21. Struyf, Filip, et al. "Scapular positioning and motor control in children and adults: a laboratory study using clinical measures." *Manual therapy* 16.2 (2011): 155-160.
22. Johnson, Michael P., Philip W. McClure, and Andrew R. Karduna. "New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 31.2 (2001): 81-89.
23. Merolla, Giovanni, et al. "Supraspinatus and infraspinatus weakness in overhead athletes with scapular dyskinesia: strength assessment before and after restoration of scapular musculature balance." *Musculoskeletal surgery* 94.3 (2010): 119-125.
24. Ghanbari, Leila, et al. "Prediction of scapular dyskinesia through electromyographic indices of scapulothoracic muscles in female overhead athletes." *Journal of Rehabilitation Sciences & Research* 5.3 (2018): 74-80. inpersion
25. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Muscles: "Testing and function, with posture and pain" (Kendall, Muscles). LWW. 2005.*
26. Heidari, safora. "The Comparison of strength ratio between muscles of the shoulder in volleyball and badminton players" [Thesis]. Pittsburgh (PA) univ. of Guilan; 2015. inpersion
27. Nodehi Moghadam, Afsun, et al. "Comparing isometric strengths of shoulder girdle muscles in females with and without scapular dyskinesia." *Archives of Rehabilitation* 19.2 (2018): 92- 101. inpersion
28. Hosseinimehr, S. H., M. Anbarian, and M. T. Khosravi. "The survey of scapulohumeral rhythm and isometric strength ratio of shoulder agonist to antagonist muscles in handball players and non-athletes." *Journal of Sport Medicine Review* 5.14 (2014): 15-30. inpersion
29. Audenaert, Dimitri, Jeroen Baele, and Joren Christiaens. A normative database of functional (shoulder) tests within healthy male overhead athletes. Diss. Master's thesis, Ghent University, 2017.
30. Borms, Dorien, and Ann Cools. "Upper-extremity functional performance tests: reference values for overhead athletes." *International journal of sports medicine* 39.06 (2018): 433-441.



31. Lippert, Lynn S. "Clinical kinesiology and anatomy. Philadelphia, PA: FA Davis Company." Year Book (2006).
32. Westrick RB, Miller JM, Carow SD, Gerber JP. Exploration of the Y-balance test for assessment of upper quarter closed kinetic chain performance. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2012; 7(2):139-47
33. Butler, R.J., et al., Bilateral differences in the upper quarter function of high school aged baseball and softball players. *International journal of sports physical therapy*, 2014. 9(4): p. 518.
34. Gorman, Paul P., et al. "Upper Quarter Y Balance Test: reliability and performance comparison between genders in active adults." *The Journal of Strength & Conditioning Research* 26.11 (2012): 3043-3048.
35. Myers JB, Ju YY, Hwang JH, McMahon PJ, Rodosky MW, Lephart SM. Reflexive muscle activation alterations in shoulders with anterior glenohumeral instability. *American Journal of Sports Medicine*. 2004; 32(4):1013-21
36. Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002; 400:98-104.
37. Guido Jr JA, Stemm J. Reactive neuromuscular training: a multi-level approach to rehabilitation of the unstable shoulder. *North American Journal of Sports Physical Therapy*. 2007; 2(2):97-103.
38. Arshadi R, Ghasemi GA, Samadi H. Effects of an 8-week selective corrective exercises program on electromyography activity of scapular and neck muscles in persons with upper crossed syndrome: Randomized controlled trial. *Phys Ther Sport*. 2019; 37:113-9 in press
39. Lees, Adrian. "Science and the major racket sports: a review." *Journal of sports sciences* 21.9 (2003): 707-732.
40. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Am J Sports Med*. 2009; 39: 663-85.



ارجاع دهی

حسینی سیدمحمد، پشایی زهرا، بیرانوند رامین. تأثیر پست بازی بر بروز اختلالات حرکتی کتف و ثبات کمر بند شانه‌ای در بازیکنان زن حرفه‌ای والیبال. مطالعات طب ورزشی. تابستان ۱۴۰۱؛ ۱۴(۳۲)، ۸۶-۱۵۵.
شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2022.12786.1604

Hosseini S. M, Pashaei Z, Beyranvand R. The Effect of Game Position on Scapula Movement Impairment and Shoulder Girdle Stability Among Elite Female Volleyball Players. Sport Medicine Studies. Summer 2022; 14 (32): 155-86. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2022.12786.1604

