Research in Sport Medicine and Technology
Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925
Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

Electromyographic Analysis Of Shoulder Girdle Muscle In Male Volleyball Players With Different Types Of Scapular Dyskinesia While Performing A Floater Serve

Ehsan Tasoujian[1] | Hooman Minoonejad[2*] | Mohammad Hossein Alizadeh[3] | Shahrzad Zandi[4]

1. Ph.D. student, Department of Sports injury and biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
2. Associate Professor, Department of Sports injury and biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
3. Professor, Department of Sports injury and biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
4. Assistance professor, Department of Sports injury and biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran,

corresponding author: Hooman Minoonejad, h.minoonejad@ut.ac.ir

ARTICLE INFO

Article type:
Research Article

Article history:
Received: 10-5-2023
Revised: 23-8-2023
Accepted: 23-8-2023

Keywords:
Electromyography, Volleyball, Dyskinesis, Serve

How to Cite:
Ehsan Tasoujian,Hooman Minoonejad,Mohammad Hossein Alizadeh,Shahrzad Zandi. **Electromyographic Analysis Of Shoulder Girdle Muscle In Male Volleyball Players With Different Types Of Scapular Dyskinesia While Performing A Floater Serve**. *Research In Sport Medicine and Technology*, 2024: 14(27): 75-95.

Purpose: Volleyball has a high potential for shoulder dyskinesia due to the repetitive nature of it's movements, so the aim was to investigate electromyography analysis of shoulder girdle muscle in male volleyball players with different types of scapular dyskinesia while performing a floater serve.

Methods: The current research method is the causal-comparative type. 41 volleyball players were selected non-randomly and purposefully and were divided into three groups (n=13 Pattern I, n=13 Pattern II, n=13 without scapulae dyskinesia). Electromyography of serratus anterior, upper, middle, and lower trapezius was evaluated while performing a floater serve using MyoMuscle.

Results: The results showed that during the acceleration phase of the serving, there was a significant difference in EMG of the upper trapezius (p=0.009) and middle trapezius (p=0.01) between the pattern II and no-dyskinesia, and there was a significant difference in EMG of serratus anterior (p=0.007) and middle trapezius (p=0.01) between the pattern I and no-dyskinesia,

Conclusion: It seems that during the acceleration phase, volleyball players with pattern II experienced an abnormal increase in upper trapezius activity and inhibition of the middle trapezius activity, while probably volleyball players with pattern I experience inhibition the activity of the middle trapezius and serratus anterior.

Published by Kharazmi University, Tehran, Iran. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under e:
CC BY-NC license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

پژوهش در طب ورزشی و فناوری
شاپا چاپی: ۲۲۵۲-۰۷۰۸ شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸
Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

تحلیل الکترومایوگرافی عضلات کمربند شانه بازیکنان والیبال مرد با انواع دیسکنزی کتف حین سرویس موجی

احسان طسوجیان[۱] | هومن مینونژاد[۲*] | محمدحسین علیزاده[۳] | شهرزاد زندی[۴]

۱. دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۲. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۳. استاد، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۴. استادیار، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

نویسنده مسئول: هومن مینونژاد h.minoonejad@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله:

نوع مقاله: علمی–پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۲/۲۰

ویرایش: ۱۴۰۲/۶/۱

پذیرش: ۱۴۰۲/۶/۱

واژه‌های کلیدی:

الکترومایوگرافی، والیبال، دیسکنزی، سرویس

ارجاع:

احسان طسوجیان، هومن مینونژاد، محمدحسین علیزاده، شهرزاد زندی. **تحلیل الکترومایوگرافی عضلات کمربند شانه بازیکنان والیبال مرد با انواع دیسکنزی کتف حین سرویس موجی.** *پژوهش در طب ورزشی و فناوری*. ۱۴۰۳: ۱۴(۲۷):۹۵-۷۵

چکیده

هدف: ورزش والیبال، به دلیل ماهیت تکراری حرکات آن، پتانسیل زیادی برای دیسکنزی کتف دارد، ازاین‌رو هدف تحقیق حاضر بررسی الکترومایوگرافی عضلات کمربند شانهٔ والیبالیست‌های با انواع دیسکنزی کتف حین سرویس موجی است .

روش بررسی: روش تحقیق حاضر از نوع علی مقایسه‌ای بوده که ۴۱ والیبالیست به صورت غیرتصادفی و هدف‌مند انتخاب و به سه گروه (۱۳ نفر با الگوی اول، ۱۳ نفر با الگوی دوم و ۱۵ نفر بدون دیسکنزی کتف) تقسیم شدند. الکترومایوگرافی سراتوس قدامی، ذوزنقه فوقانی، میانی و تحتانی با استفاده از سیستم مایوماسل حین سرویس موجی مورد بررسی قرار گرفت .

یافته‌ها: نتایج نشان داد که حین فاز شتاب سرویس موجی، بین گروه‌های دیسکنزی با الگوی دوم و گروه بدون دیسکنزی از لحاظ فعالیت عضلات ذوزنقهٔ فوقانی (p=۰/۰۰۹)، و ذوزنقه‌ای میانی (p=۰/۰۱)و بین گروه‌های دیسکنزی با الگوی اول و بدون دیسکنزی از لحاظ فعالیت عضلات سراتوس قدامی (p=۰/۰۰۷)و ذوزنقه‌ای میانی (p=۰/۰۱)تفاوت معناداری وجود دارد.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد حین فاز شتاب سرویس موجی، والیبالیست‌های دارای دیسکنزی با برجستگی الگوی دوم، افزایش غیرطبیعی فعالیت ذوزنقه‌ای فوقانی و مهار فعالیت ذوزنقه‌ای میانی را تجربه کرده‌اند، درحالی‌که احتمالاً والیبالیست‌های دارای دیسکنزی با الگوی اول، مهار فعالیت ذوزنقه‌ای میانی و سراتوس قدامی حین این فاز تجربه می‌کنند.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

Extended Abstract

Background and Purpose

Scapular Dyskinesis (SDK) is defined as any increase or decrease in either linear or angular scapular movement in the 3 planes and is prevalent in overhead athletes and workers. Clinical diagnosis of scapular dyskinesia is a bit difficult and relies on observational evaluation. These include early scapula elevation or shrugging during arm elevation, atypical scapula medial border and inferior angle prominences relative to the thoracic cage in the static position or dynamic motion, and insufficient scapula upward and downward rotation during arm elevation/lowering. Kibler et al. classified the position and movement of the scapula into four movement patterns, including the inferior angle of the scapula prominence (pattern I), medial border of the scapula prominence (pattern II), abnormal scapular upward rotation/elevation (pattern III), and normal movements (pattern IV). It has been suggested by researchers that weakening in the periscapular muscles may be connected to abnormal scapular motion. It has been specifically suggested that abnormal scapular kinematics are associated with excessive activation of the upper trapezius and inhibited of the lower trapezius and serratus anterior. Given the connection between scapular movement patterns and shoulder problems, it may be crucial to pinpoint the unique features of the various scapular movement patterns in order to guide treatment plans. There is much research that have investigated the electromyographic analysis of shoulder girdle muscle in people with scapular dyskinesia, so far it is not clear scapular dyskinesia is the result of changes in the activity of shoulder girdle muscles, or scapular dyskinesia will lead to a change in the activity pattern of the muscles around the shoulder girdle. Volleyball has a high potential for shoulder dyskinesia due to the repetitive nature of its movements. Volleyball service and spike movements are divided into five phases: wind-up, cocking, acceleration, deceleration, and follow-through. This paper focuses on all the types of scapular dyskinesis. The purpose of this study was to, the aim was to investigate electromyography analysis of shoulder girdle muscle in male volleyball players with different types of scapular dyskinesia while performing a floater serve.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

Methods

The current research method is the causal-comparative type. 41 volleyball players aged 18-25 were selected non-randomly and purposefully and were divided into three groups of 13 players with inferior angle of scapula prominence, 13 players with medial border of scapula prominence and 13 players without scapulae dyskinesia. Participants with previous surgery or fracture in the upper limbs, neck-related pain reproduced by the Spurling's and cervical quadrant tests, recurrent glenohumeral joint dislocation in the last two years, and shoulder pain evocated by the Upper Limb Tension Test were excluded.

All players were explained the research objectives and methodology and signed the informed consent. This cross-sectional research was approved by the Human Research Ethics Committee of Tehran University (IR.UT.SPORT.REC.1402.040).

All Subjects were evaluated by an experienced physical therapist. Scapular position and pattern of the movement were assessed using Kibler’s method during the shoulder raising/lowering. It was considered positive when one of the 3 patterns of excessive prominence of the inferior angle (pattern I), medial border (pattern II), abnormal scapular upward rotation/elevation (pattern III), be observed in 3 of 5 trials.

Electromyography of 4 muscles including serratus anterior, upper trapezius, middle trapeziu and lower trapezius in the dominant shoulder was evaluated while performing a floater serve using MyoMuscle. For collecting data, a 16-channel wireless electromyography system manufactured by Noraxon Company of America was used, which was synchronized with the 3D Myomotion accelerometer.

The sampling rate of the electromyography system was set to 1500 Hz and the myomotion system was set to 200 Hz, and the data of these two systems were synchronized. Electrodes for the upper trapezius muscle were placed midway between the spinous process of the seventh cervical vertebrae and the posterior tip of the acromion process. The middle of the trapezius was defined as midway on the horizontal line between the third thoracic spine and the root of the spine of the scapula. The electrodes for the lower trapezius muscle were placed obliquely upward and laterally along the line between the intersection of the spine of the scapula and the seventh thoracic spinal

process. The serratus anterior electrodes were placed anterior to the latissimus dorsi and posterior to the pectoralis major. A reference electrode was placed on the ipsilateral clavicle.

The wind-up phase was a preparatory phase that begins with shoulder abduction and extension and ends with initiating external shoulder rotation. The cocking phase began with the initiation of external shoulder rotation and ended with maximal external shoulder rotation. The acceleration phase began with forceful internal shoulder rotation and ended with ball impact. The deceleration phase began with ball impact and ended with the upper arm perpendicular to the trunk. The follow-through phase began when the upper arm is perpendicular to the trunk and ended when all arm motion is complete.

Each athlete was allowed about 5 to 7 minutes to warm up their muscles by performing active movements; Then, in order to familiarize themselves with the test method and determine the serve speed, the athletes performed 5 serve. In order to normalize the speed of the ball and reduce the impact of the ball on the electrodes, all people were asked to choose the designated area in the middle of the volleyball court, i.e. between area 6 and 3. Each person performed 5 services, the first service for familiarization and the last service to eliminate the effect of fatigue were not recorded.

Data were analyzed using analysis of variance test at the significance level of 0.05. SPSS 26.0 software was used for data analysis. Data was analyzed using ANOVA test at the significance level $\alpha \leq 0.05$. The Shapiro-Wilk test was performed to confirm normal distribution of the kinematics and EMG data.

Findings

The results of the independent t-test showed that there was no significant difference between the groups and indicated that the groups were homogenous in terms of demographic data. The results of Shapirovik's test showed normal distribution of the data and Levene's test showed the homogeneity of the variance of the groups.

The results of the one-way analysis of variance test showed that there is a significant difference between groups during the acceleration phase of the float serve, in terms of %MVIC of upper trapezius ($p=0.01$, $\eta=0.20$), middle trapezius ($p=0.005$, $\eta=0.24$), serratus anterior ($p=0.01$, $\eta=0.21$). The results of Tukey's post hoc test showed that the difference

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

in upper trapezius muscle due to the difference in the pair groups without dyskinesia-dyskinesia type II (MD=6.02, p=0.009). Also, these findings showed that the difference in the middle trapezius was due to the difference in the pair groups of without dyskinesia-dyskinesia I (MD=7.51, p=0.01) and without dyskinesia-dyskinesia II (MD=7.59, p=0.01). The results related to serratus anterior muscle as well were caused by the difference between the without dyskinesia and type 1 dyskinesia groups (MD=4.50, p=0.007).

Conclusion

Understanding the scapular kinematics and associated muscle activity corresponding to specific types of scapular dyskinesis is of value if the consequences of such changes are related to clinical outcomes and the injury mechanism. Furthermore, such insight may guide treatment strategies and improve clinical outcomes. Our results provide an examination method and changes in muscular activities related to scapular dyskinesis.The present study was conducted to investigate electromyography analysis of shoulder girdle muscle in male volleyball players with different types of scapular dyskinesia while performing a floater serve., and the results generally showed that during the acceleration phase of the float serve, between the groups with type II dyskinesia and the group without Dyskenia in terms of the activity of upper trapezius and middle trapezius muscles and there is a significant difference between the first type dyskinesia and non-dyskinesia groups in terms of the activity of serratus anterior and middle trapezius muscles. The present study showed that volleyball players with scapula medial border prominence are more prone to abnormal patterns in the use of upper and middle trapezius muscles. However, volleyball players with inferior angle prominence will experience decreased activity of the trapezius middle and serratus anterior muscle during the acceleration phase of the float serve. It should be noted that the results of the present research did not show any difference in terms of the pattern of using the investigated muscles in the other five phases of the float service. This study examined for the first time the activation patterns of the scapular stabilizer muscles during a sports task (volleyball serve). In this study, the volleyball serve was divided into five phases (wind-up, cocking, acceleration, deceleration, and follow-through), which can help future research to compare and generalize the obtained data. It should be noted that despite all

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

considerations and precautions, this study had some limitations. Conducting all stages of research tests by one examiner can limit the generalizability of our findings. Also, the subjects of this study declared mild to moderate levels of shoulder pain. Thus, evidence is insufficient to draw generalizable conclusions about those with severe levels of pain.

In the end, it should be mentioned that, this research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors. We appreciate all the volleyball players of current study for cooperating kindly.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

مقدمه

بیش از ۶۰ درصد وررزشکارانی که دچار آسیب شانه می‌شوند، دیسکنزی کتف را تجربه خواهند کرد (۱). دیسکنزی کتف که بعنوان تغییر در کینماتیک کتف تعریف می‌شود (۲)، می‌تواند کل زنجیره کینماتیکی شانه را تحت تأثیر قرار داده و سندروم گیرافتادگی شانه[1] را در پی داشته باشد (۳). برجستگی زاویهٔ تحتانی، بالا رفتن زودهنگام کتف و ریتم غیرطبیعی کتفی بازویی حین بالا و پایین بردن شانه از علائم رایج و معمول دیسکنزی کتف می‌باشد(۵، ۴). از جمله ریسک فاکتورهایی که می‌تواند منجر به دیسکنزی کتف شود شامل خستگی، نقص نرولوژیکی، مهار شدن توسط زائده‌های درون مفصل دوری بازویی یا زائده تحت آخرومی می‌باشد(۶). ورزش والیبال، به دلیل ماهیت تکراری ضربات اسپک بالای سر، سرویس و دفاع روی تور، دارای پتانسیل زیادی برای دیسکنزی کتف و آسیب‌های شانه می‌باشد(۷). مطالعات قبلی مدعی شده‌اند که انقباضات اکسنتریک شانه در طی فاز کاهش شتاب احتمالاً منجر به هایپتروفی خلفی کپسول شانه شده و به مرور باعث نقص دامنهٔ حرکتی گلنوهمورال گردد. این تغییرات می‌تواند بر کنترل عصبی-عضلانی کتف تأثیر گذاشته و الگوهای حرکتی جبرانی و دیسکنزی کتف را در پی داشته باشد(۱۰–۸). بیان شده است، حدود یک-چهارم آسیب‌های والیبالیست‌ها مربوط به آسیب‌های شانه است (۱۴–۱۱). این نکته نیز حائز اهمیت است که در بین ورزشکارانی که معمولاً حرکت قوی اندام فوقانی دارند، ورزشکاران رشتهٔ والیبال، بالاترین رتبه را از حیث درد شانه دارا هستند است (۱۴–۱۱). از طرفی دیگر محققان دیسکنزی کتف و تغییر بیومکانیک حرکت ضربه به توپ را از عوامل مؤثر در دردهای شانه والیبالیست‌ها که گزارش کرده‌اند(۱۱). بسیاری از محققان تلاش کرده‌اند زاویهٔ مفصل، نقص قدرت عضلانی و همچنین وضعیت کتف را در والیبالیست‌ها با و بدون نقص شانه ارزیابی کنند (۱۵، ۱۱). لیکن تاکنون مطالعات بسیاری کمی وجود دارد که به بررسی الگوی فعالیت عضلات ثبات دهندهٔ کتف حین اجرای سرویس و اسپک والیبال پرداخته باشد(۱۷، ۱۶، ۱۱). این در حالی است که علی رغم تلاش محققان، مطالعه‌ای یافت نشد که فعالیت عضلات اطراف کتف والیبالیست‌های با و بدون دیکسنزی را حین سرویس و اسپک والیبال مورد بررسی قرار داده باشد. این خلاء تحقیقاتی با توجه به اهمیت نقش عضلات کتف در حفظ وضعیت مناسب کتف نسبت به بازو قابل تامل است (۱۸). لازم به ذکر است که تحقیقات انجام شده در حیطهٔ الکترومایوگرافی[2] (EMG) تغییر در فعالیت عضلانی افراد با دیسکنزی کتف را گزارش کرده‌اند(۲). از آنجائیکه عضلات ثبات دهندهٔ کتف (سراتوس قدامی و ذوزنقه‌های فوقانی، میانی و تحتانی) به منظور کنترل وضعیت و حرکت کتف حین فعالیت‌های خاص به صورت جفت نیرو هماهنگ هستند می‌توان بیان داشت که احتمالاً کینماتیک غیرطبیعی کتف در نتیجه جفت نیروهای غیرهماهنگ عضلات ثبات دهندهٔ کتف می‌باشد(۱۹).

از این رو، با توجه به مطالب ذکر شده در فوق اهمیت بررسی الگوی به کارگیری عضلات کتفی در خلال سرویس و اسپک والیبال بیشتر از پیش نمایان خواهد شد. دو نوع از سرویس که در این رشته مورد استفاده قرار می‌گیرد سرویس

1. Impingement Syndrome
2. Electromyography

موجی سنتی[1] و سرویس پرشی[2] که انفجاری‌تر است، می‌باشد(۹). روکیتو[3] و همکاران (۱۷) به همراه میورا[4] و همکاران (۱۶) از معدود محققانی هستند که به بررسی الگوی فعالیت عضلات گلنوهمورال حین اجرای سرویس و اسپک والیبال پرداختند. روکیتو و همکاران (۱۷) در تحقیق خود، الگوی فعالیت عضلانی دلتوئید قدامی، فوق خاری، تحت خاری، گرد بزرگ و کوچک، تحت کتفی، پهن پشتی و سینه‌ای بزرگ را حین اجرای سرویس و اسپک والیبال مورد بررسی قرار دادند. محققان حرکات سرویس و اسپک والیبال را به پنج فاز جمع شدن[5]، آماده‌سازی[6]، شتاب[7]، کاهش شتاب[8] و ادامه دادن حرکت[9] تقسیم کردند که مجموعاً ۱/۹۵ثانیه برای سرویس و ۱/۱۱ ثانیه برای اسپک به طول انجامید. از جمله نتایج جالب توجه این تحقیق کاهش فعالیت عضلات مورد بررسی حین فازهای جمع شدن و ادامهٔ حرکت بود. اما در خلال فاز جمع شدن اسپک والیبال، حداکثر فعالیت در عضلات دلتوئید، تحت خاری و فوق خاری ثبت شد. میورا و همکاران (۱۶) نیز تلاش کردند، تأثیر وضعیت قرار گیری توپ حین ضربهٔ اسپک والیبال را بر الگوی فعالیت عضلات اطراف شانه و کتف را مورد ارزیابی قرار دهند. آن‌ها بعد از بررسی ضربهٔ توپ در چهار وضعیت (استاندارد، خلفی، قدامی و خارجی) متوجه کاهش فعالیت عضلهٔ سراتوس قدامی حین فاز جمع شدن در وضعیت لترال نسبت به وضعیت استاندارد شدند. اگرچه تحقیقات زیادی وجود دارد که الگوی فعالیت الکتریکی عضلات کمربند شانه را در افراد با دیسکنزی کتف مورد بررسی قرار داده باشند، تاکنون این سؤال بی‌پاسخ مانده است که آیا دیسکنزی کتف نتیجه تغییر فعالیت عضلات کمربند شانه می‌باشد، یا این دیسکنزی کتف می‌باشد که منجر به تغییر الگوی فعالیت عضلات اطراف کمربند شانه خواهد شد (۲۰، ۲). لازم به ذکر است علیرغم اینکه بیان شده است که عضلات اطراف کمربند شانه برای حفظ حرکت مناسب استخوان کتف نسبت به استخوان بازو بسیار مهم هستند و همچنین با پذیرش این واقعیت که درد شانه در بازیکنان والیبال اغلب ناشی از عدم تعادل عضلات کتف می‌باشد (۱۶)، لیکن مطالعه‌ای یافت نشد که فعالیت EMG عضلات کمربند شانه را در افراد با الگوهای مختلف دیسکنزی مورد بررسی و مقایسه قرار داده باشد. این در حالی است که مطالعاتی همچون هانگ و همکاران بیان داشته‌اند که هر کدام از انواع دیسکنزی می‌تواند الگوهای فعالیت عضلانی منحصربه‌فردی در اطراف کمربند شانه داشته باشد (۲۰) بنابراین با توجه به خلأ تحقیقاتی موجود در مورد الگوی فعالیت عضلات کمربند شانه بازیکنان رشته والیبال با انواع مختلف دیسکنزی کتف حین انجام یک تکلیف ورزشی مختص والیبال مانند سرویس، تحقیق حاضر با فرض اینکه هرکدام از انواع دیسکنزی کتف الگوی فعالیت عضلانی منحصربه‌فردی را در خلال حرکت سرویس والیبال دارند، تلاش کرد میزان فعالیت الکتریکی عضلات ثبات دهندهٔ کتف بازیکنان والیبال مرد با و بدون دیسکنزی کتف را حین حرکت سرویس موجی مورد بررسی قرار دهد.

1. Traditional Float Serve
2. Jump Serve
3. Rokito
4. Miura
5. Wind Up
6. Cocking
7. Acceleration
8. Deceleration
9. Follow Through

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

روش‌شناسی

شرکت‌کنندگان

بررسی حاضر از نوع علی مقایسه‌ای بوده که ۴۱ والیبالیست به صورت غیرتصادفی و هدفمند انتخاب شدند. در ابتدا محقق با همکاری فدارسیون پزشکی ورزشی پروندهٔ پزشکی بازیکنان شرکت کنندهٔ در لیگ برتر، لیگ دسته یک و لیگ امیدهای والیبال مورد بررسی قرار داد. با در نظر گرفتن معیارهای خروج از تحقیق با ورزشکارانی که ساکن تهران و کرج بودن تماس تلفنی برقرارشد. همچنین پژوهشگر با حضور در محل تمرین بازیکنان منتخب و شرح پژوهش برای ورزشکاران، از میان ورزشکاران با دامنه سنی ۱۸ ۳۰ سال شهر تهران. پس از انجام آزمون‌های اولیه، در نهایت بر اساس نتایج آزمون SDT و با استناد به مطالعات قبلی(۲۱) ۴۵ نفر برای ارزیابی دقیق‌تر و نهایی انتخاب و در سه گروه ۱۵ نفری (دیسکنزی نوع اول، دیسکنزی نوع سوم و بدون دیسکنزی) شدند. با وجود قرار قبلی، ۴ نفر از شرکت‌کنندگان حاضر به شرکت در جلسه ارزیابی نشده و در نهایت ۴۱ والیبالیست بعنوان آزمودنی در آزمون‌های تحقیق شرکت کردند. شرکت کنندگان بر اساس نتایج آزمون دیسکنزی کتف (SDT)[1] (۴) به سه گروه: دیسکنزی با برجستگی زاویهٔ تحتانی کتف (۱۳نفر)، دیسکنزی با زاویهٔ داخلی(۱۳نفر) و بدون دیسکنزی کتف (۱۵نفر) تقسیم شدند. در ابتدا هدف کلی و روش انجام مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. در صورت مایل بودن فرد به شرکت در مطالعه، پس از امضای فرم رضایت نامه معاینات لازم انجام می‌پذیرفت. ملاک‌های ورود برای تحقیق حاضر شامل: داشتن یکی از انواع دیسکنزی کتف، سابقهٔ بازی در یکی از سه لیگ والیبال کشور (لیگ برتر، لیگ امید، لیگ دسته یک) در طی سه سال اخیر، دامنهٔ حرکتی بیشتر از ۱۵۰ درجه فلکشن شانه و نمره درد متوسط بر اساس پرسشنامه مقیاس دیداری درد (VAS)[2] می‌بود. این درحالی بود که ملاک‌های خروج از تحقیق حاضر شامل این موارد می‌شد: ورزشکارانی که سابقهٔ شکستگی یا جراحی قبلی در اندام فوقانی در یک سال گذشته را داشتند، سابقهٔ دررفتگی‌های مکرر مفصل گلنوهمورال در دو سال گذشته را داشته‌اند، دارای درد مرتبط با گردن بر اساس آزمون تحریک کننده اسپورلینگ[3] بودند. پس از ارائه توضیحات شفاهی و کتبی اهداف و روش تحقیق، ورزشکارانی که متمایل به شرکت در تحقیق بودند فرم رضایت‌نامه شرکت در مطالعه را امضا کردند. لازم به ذکر است این تحقیق بخشی از یک پروژه تحقیقاتی تأیید شده توسط کمیته اخلاق دانشگاه تهران با کد (IR.UT.SPORT.REC.1402.040) می‌باشد. بعد از امضاء کردن فرم رضایت‌نامه، از آزمودنی‌ها خواسته شد که با درآوردن لباس خود آماده ارزیابی دیسکنزی کتف شوند.

1. Scapular Dyskinesis Test
2. Visual Analogue Scale
3. Spurling Test

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

روش کار

آزمون SDT

دستورالعمل مربوط به بالا بردن بازوها در صفحه کتفی با دنبال کردن یک خط هدف و با یک سرعت یکسان به آزمودنی‌ها آموزش داده شد. ابتدا در یک وضعیت ایستاده، به آزمودنی‌ها اجازه داده شد تا دست‌ها در حالت آرنج صاف در کنار بدن آویزان شوند. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالیکه دمبل‌ها را در دست خود نگه داشته و شست آن‌ها به سمت بالا باشد، دست‌های خود را به سه شماره (که توسط مترونوم نواخته می‌شد) تا انتهای دامنه حرکتی بالا برده و با سه شماره به طرف وضعیت شروع پایین آورند. میزان وزن دمبل براساس توانایی فرد در بالا بردن دست‌ها بدون حس ناراحتی(3>نمره VAS) از ۱/۵ تا ۲/۵ کیلوگرم انتخاب گردید. جهت ارزیابی، آزمودنی‌ها هر دو دست خود را پنج بار بالا و پایین می‌آوردند. یک ارزیاب که دارای مدرک پزشکی ورزشی بوده و ۲۵ سال سابقهٔ کلینیکی و تحقیقاتی داشتند، به حرکات مورد آزمایش بدون هر گونه بحثی و آموزشی نمره می‌داد. در صورتیکه ارزیاب در حداقل ۳ تلاش از پنج تلاش متوجه الگوی غیر طبیعی می‌شد، آن الگو بعنوان الگوی غیر طبیعی نمره داده می‌شد. درجه بندی، براساس دسته‌بندی وضعیت کتف و الگوی حرکتی در چهار الگوی اصلی هنگام ارزیابی تعیین می‌شد(۵، ۴). الگوی برجستگی زاویه تحتانی کتف (الگوی اول) نشان دهنده این بود که زاویه تحتانی کتف چه در حالت استراحت و چه در حین حرکات پویا، به صورت خلفی از قسمت قفسه سینه جدا شود. الگوی برجستگی حاشیه داخلی کتف (الگوی دوم) نشان‌دهنده این بود که حاشیه داخلی کتف چه در حالت استراحت و چه در حین حرکات پویا به صورت خلفی از قسمت خلفی قفسه سینه جدا شود. الگوی برجستگی حاشیه فوقانی کتف یا ریتم نامناسب کتفی بازویی (الگوی سوم) نشان دهنده بالا رفتن زود هنگام یا حرکات غیر کافی یا بیش از حد کتف در خلال حرکات شانه بود. در خلال ارزیابی، اگر کتف حداقل حرکت را در خلال ۶۰ درجه ابتدایی از بالا بردن بازو و سپس حین فاز بالا بردن، خیلی نرم به چرخش بالایی می‌رفت و در نهایت در حین فاز پایین آمدن چرخش پایینی خیلی نرم می‌داشت، الگوی کتف توسط ارزیاب بعنوان الگوی طبیعی (الگوی چهارم) تشخیص داده می‌شد(۴). (تصویر ۱). با توجه به شیوع کم الگوی سوم در بین والیبالیست‌هایی که مورد غربال‌گری قرار گرفتند، محققان فقط الگوهای اول و دوم را انتخاب و مورد مطالعه قرار دادند.



تصویر ۱. آزمون دیسکنزی کتف برای تعیین نوع دیسکنزی کتف

الکترومایوگرافی

به‌منظور انجام تحقیق حاضر از سیستم الکترومایوگرافی ۱۶ کانالهٔ وایرلس، ساخت شرکت نوراکسون[1] کشور آمریکا که با سیستم شتاب سنج مایوموشن سه بعدی ساخت شرکت نوراکسون کشور آمریکا[2] سینکرونایز بود استفاده شد. برای اجرای آزمون، ابتدا محل قرارگیری الکترودها در ناحیه شانه سمت غالب تعیین شد. برای تعیین محل الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک استفاده گردید. پس از تعیین محل جاگذاری الکترودها بر اساس پروتکل سنیام[3]، نواحی موردنظر آماده (تراشیدن موهای ناحیه با تیغ یک‌بارمصرف، تمیز کردن پوست با الکل طبی و استفاده از سمباده نرم به‌منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده پوست جهت کاهش مقاومت) و علامت‌گذاری شد (۲۰). الکترودهای ذوزنقهٔ فوقانی، در نقطه ۵۳ درصدی خط گذرنده از زائدهٔ آخرومی و زائدهٔ خاری مهره هفتم گردنی، روی برجسته‌ترین قسمت عضله نصب شد. الکترودهای ذوزنقهٔ میانی، در نقطهٔ ۵۰ درصدی بین حاشیهٔ داخلی کتف و ستون فقرات در سطح مهره سوم سینه ای و الکترودهای عضله ذوزنقهٔ تحتانی بر روی کنار لبه میانی تحتانی کتف، روی برجسته‌ترین قسمت عضله، ۵ سانتیمتر پایین‌تر از ریشه خار کتف با زاویه مورب ۵۵ درجه نسبت به افق قرار گرفت. الکترودهای عضله سراتوس قدامی نیز روی بخش تحتانی زیر بغل و هم‌ارتفاع زاویه تحتانی کتف، جلوی عضله پهن پشتی و قسمت خلفی عضله سینه‌ای بزرگ، قرار گرفت (تصویر ۲) (۲۰). پس از قرار دادن الکترودها روی بدن، سنسورهای مایوموشن در ناحیه میانی سگمنت بازو و قفسه سینه به گونه‌ای تعبیه شده که با الکترودها تداخل نداشته باشند قرار گرفتند. نرخ نمونه برداری سیستم الکترومایوگرافی روی ۱۵۰۰ هرتز و سیستم مایوموشن روی ۲۰۰ هرتز تنظیم شد که اطلاعات این دو سیستم هم‌زمان‌سازی[4] شدند.



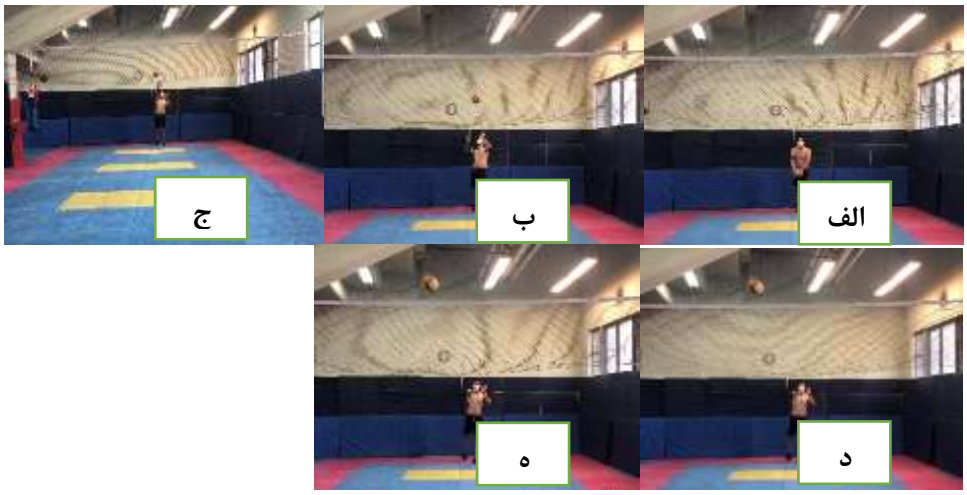
تصویر ۲. محل قرار گیری الکترودهای الکترومایوگرافی و سنسورهای مایو موشن

همه الکترودها روی برآمدگی مرکز عضله، موازی با فیبر عضلانی نصب گردید و فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۳ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شد. همچنین، با استفاده از انقباض ایزومتریک ایزوله عضلات، از درست بودن محل قرارگیری الکترودها اطمینان حاصل شد. پس از اطمینان از صحت جاگذاری الکترودها، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC[5])

1. Noraxon
2. Ultium™ EMG's Internal IMU
3. SENIAM
4. Synchronization
5. Maximum Voluntary Isometric Contraction

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

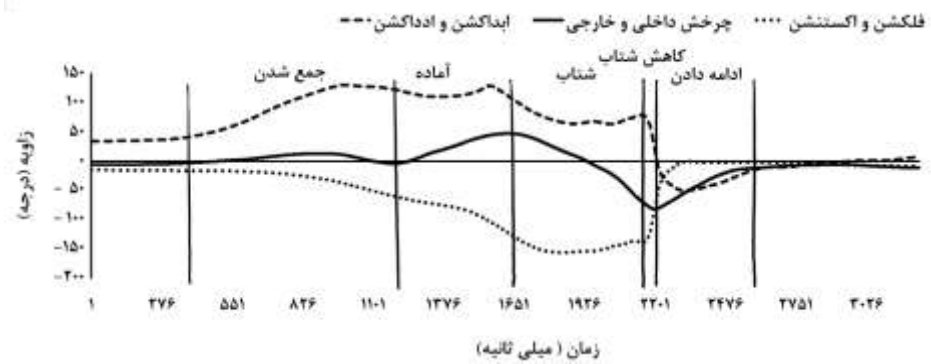
هر عضله با استفاده از آزمون‌های دستی عضلانی در طی ۵ ثانیه با سه تکرار ثبت گردید و در انتها فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در حین انجام اسپک موجی (شناور) اندازه‌گیری شد. به هر ورزشکار حدود ۵ تا ۷ دقیقه اجازهٔ داده می‌شد تا با انجام حرکات فعال عضلات خود را گرم کنند؛ سپس ورزشکاران به منظور آشنایی با نحوهٔ آزمون و تعیین سرعت سرویس، ۵ ضربه سرویس آزمایشی انجام می‌دادند. به منظور نرمال کردن سرعت توپ و کاهش تأثیر ضربه به توپ بر الکترودها از همه افراد خواسته شد که هدف سرویس خود را ناحیه مشخص شده در وسط زمین والیبال یعنی بین منطقه ۶ و ۳ انتخاب کنند. در صورت اجرای صحیح سرویس فعالیت EMG عضلات به‌طور هم‌زمان در نرم‌افزار مربوط ثبت می‌شد. هر فرد ۵ سرویس اجرا کرد، که سرویس ابتدایی به منظور آشنایی و آخرین سرویس به منظور حذف اثر خستگی، ثبت نگردید (تصویر ۳).



تصویر ۳. اجرای سرویس موجی (شناور) و ارزیابی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ثبات دهندهٔ کتفی(الف:جمع شدن، ب: آماده‌سازی، ج: شتاب، د:کاهش شتاب و ادامهٔ حرکت)

در مرحله آنالیز داده‌ها، اختلاف دیتاهای حاصل از سنسورهای مایوموشن نصب شده بر روی قفسه سینه و بازو در سه صفحه حرکت محاسبه گردید. دیتاهای نهایی مایوموشن که برحسب درجه بودند، نشان‌دهنده میزان حرکت بازو در سه صفحه حرکتی بودند. بر اساس حرکت بازو، حرکت سرویس به پنج فاز (جمع‌شدن، آماده‌سازی، شتاب، کاهش شتاب و ادامه‌دادن حرکت) تقسیم شد(۱۷، ۱۶، ۱۱) و دیتاهای EMG طبق این فازها به طور مجزا مورد مطالعه قرار گرفت. فاز جمع شدن همان فاز آماده شدن بود که با ابداکشن و اکستنشن شانه شروع شده و با شروع چرخش خارجی شانه پایان یافت. فاز آماده‌سازی همزمان از شروع چرخش خارجی شانه شروع شده و تا حداکثر چرخش خارجی شانه ادامه داشت. فاز شتاب از زمان چرخش داخلی سریع بازو تا ضربه به توپ بود. فاز کاهش شتاب همزمان با ضربه به توپ شروع و با قرار گیری بازو در وضعیت عمود بر تنه خاتمه می‌یافت. فاز ادامهٔ حرکت از زمان قرارگیری بازو به صورت عمود بر تنه تا انتهای حرکت بازو بود (نمودار ۱).

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]



نمودار ۱. تقسیم بندی حرکت سرویس به پنج فاز (جمع شدن، آماده‌سازی، شتاب، کاهش شتاب و ادامه دادن حرکت) طبق زوایای حاصل از شتاب سنج

سیگنال‌های EMG ابتدا با استفاده از نرم‌افزار متلب[1] یک‌سوسازی[2] شدند، سپس فیلترهای باتروورث بالاگذر[3] (۱۰ هرتز)، پایین گذر[4] (۴۵۰ هرتز) و میان نگذر۵ (۵۰ هرتز) بر روی آن‌ها اعمال گردید. مجذور میانگین ریشه[6] سیگنال‌ها در پنجرهٔ زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه محاسبه و نسبت به حداکثر انقباض ارادی نرمال‌سازی گردیدند. مقدار MVIC%، بر اساس میانگین سه تکرار در ۵ فاز حرکت سرویس برای محاسبات بعدی مورد استفاده قرار گرفت.

جهت بررسی طبیعی بودن وضعیت توزیع داده‌ها از آزمون‌های شاپیرو ویلک[7] و برای بررسی تجانس و همگنی واریانس‌ها، از آمارهٔ لون[8] استفاده شد. برای مقایسهٔ درصد فعالیت عضلات مورد بررسی گروه‌ها حین فازهای مختلف سرویس موجی، از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه (آنوا[9]) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده گردید. به‌منظور مقایسه جفت گروه‌ها آزمون تعقیبی توکی[10] به کار برده شد. میزان بزرگی هرگونه تفاوت بین گروه‌ها با استفاده از مجذور اتا [11] با درنظرگرفتن ملاک تعریف شده (اندازهٔ اثر ضعیف: مقدار مجذور اتا کمتر از ۰/۰۴؛ اندازه اثر متوسط: مقدار مجذور اتا بین ۰/۰۴ و ۰/۳۶؛ اندازه اثر قوی: مجذور اتا بزرگ‌تر از ۰/۳۶) تعیین گردید. لازم به ذکر است که از نرم‌افزار اس پی اس اس[12] نسخهٔ ۲۶ به‌منظور انجام آزمون‌های آماری مربوطه استفاده شد.

1. MATLAB
2. Rectify
3. Butterworth high pass filter
4. Butterworth Low pass filter
5. Notch filter
6. Root Mean Square، RMS
7. Shapiro–Wilk
8. Levene’s tests
9. ANOVA
10. Tukey’s test
11. Eta-Squared
12. SPSS

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

یافته‌ها

جدول ۱ میانگین و انحراف معیار(MD) ویژگی‌های فردی گروه‌های مورد تحقیق را نشان می‌دهد. نتایج آزمون تی تحلیل واریانس یکراهه بیانگر عدم وجود اختلاف معنادار بین گروه‌ها و حاکی از همگن بودن گروه‌ها به لحاظ ویژگی‌های فردی بود.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک افراد مورد مطالعه

متغیر	دیسکنزی نوع اول انحراف معیار± میانگین	دیسکنزی نوع دوم انحراف معیار± میانگین	بدون دیسکنزی انحراف معیار± میانگین	F	مقدار – p
سن (سال)	۲۳/۵۴±۴/۱۶	۲۲/۹۲±۴/۱۵	۲۰/۶۰±۳/۰۹	۲/۳۷	۰/۱۱
قد (سانتی‌متر)	۱۸۸/۶۹±۷/۸۷	۱۸۷/۵۴±۹/۰۵	۱۸۴/۸۷±۸/۲۹	/۷۷	۰/۴۷
وزن (کیلوگرم)	۸۱/۳۵±۸/۳۵	۷۵/۰۰±۵/۷۳	۷۹/۵۳±۶/۶۵	۲/۷۳	۰/۰۸

میانگین و انحراف معیار درصد فعالیت عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای‌های فوقانی، تحتانی و میانی در حین فازهای جمع‌شدن، آماده‌سازی، شتاب، کاهش شتاب و ادامهٔ حرکت در جدول ۲ نشان‌داده‌شده است. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه نشان داد که حین فاز شتاب سرویس موجی، بین گروه‌های موردمطالعه از لحاظ درصد فعالیت عضلات ذوزنقهٔ فوقانی (η2=۰/۲۰،p=۰/۰۱)، میانی (η2=۰/۲۴ ،p=۰/۰۰۵) و سراتوس قدامی (p=۰/۰۱، η2=۰/۲۱) تفاوت معناداری وجود دارد (جدول ۲). نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که معنادار بودن تفاوت بین‌گروهی عضلهٔ ذوزنقه‌ای فوقانی ناشی از تفاوت جفت گروه بدون دیسکنزی – دیسکنزی نوع دوم (MD=۶/۰۲، p=۰/۰۰۹)، ذوزنقه‌ای میانی ناشی از تفاوت جفت گروه‌های بدون دیسکنزی – دیسکنزی نوع اول (MD=۷/۵۱، p=۰/۰۱) و بدون دیسکنزی – دیسکنزی نوع دوم (MD=۷/۵۹، p=۰/۰۱) و عضلهٔ دندانه‌ای قدامی ناشی از تفاوت جفت گروه بدون دیسکنزی – دیسکنزی نوع اول (MD=۴/۵۰، p=۰/۰۰۷) بود.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس یکراهه جهت مقایسه درصد فعالیت عضلات ثبات دهندهٔ کتفی حین فازهای سرویس شناور

عضله	فاز سرویس	دیسکنزی نوع اول انحراف معیار± میانگین	دیسکنزی نوع دوم انحراف معیار± میانگین	بدون دیسکنزی انحراف معیار± میانگین	F	مقدار –p	η^2 (مجذور اتا)
ذوزنقه‌ای فوقانی	جمع‌شدن	۲۸/۶۰±۷/۵۱	۳۰/۵۹±۶/۲۸	۲۶/۹۵±۳/۶۷	۱/۳۰	۰/۲۸	۰/۰۶
	آماده‌سازی	۳۹/۹۴±۶/۰۷	۳۸/۸۱±۵/۱۴	۳۵/۴۰±۴/۲۷	۲/۹۷	۰/۰۶	۰/۱۳
	شتاب	۴۸/۶۴±۵/۴۷	۵۲/۳۶±۵/۷۱	۴۶/۳۳±۴/۰۲	۴/۹۴	۰/۰۱¥	۰/۲۰
	کاهش شتاب	۳۳/۸۷±۷/۱۷	۳۴/۵۴±۵/۰۸	۳۸/۲۲±۸۳	۱/۶۵	۰/۲۰	۰/۰۸
	ادامهٔ حرکت	۲۲/۱۰±۸/۰۹	۲۰/۳۸±۵/۶۹	۲۰/۶۴±۴/۲۲	۰/۳۰	۰/۷۴	۰/۰۱

ذوزنقه‌ای میانی	جمع‌شدن	۱۶/۰۸±۴/۹۶	۱۶/۴۴±۳/۷۰	۱۶/۶۷±۲/۲۶	۰/۰۸	۰/۹۱	۰/۰۰۴
	آماده‌سازی	۲۶/۸۵±۴/۶۵	۲۸/۸۷±۷/۷۹	۲۸/۵۷±۲/۹۸	۰/۵۳	۰/۵۹	۰/۰۲
	شتاب	۴۱/۶۹±۸/۰۳	۴۱/۶۲±۶/۸۲	۴۹/۲۱±۵/۰۵	۶/۰۹	۰/۰۰۵¥*	۰/۲۴
	کاهش شتاب	۳۰/۶۴±۶/۴۰	۳۴/۰۶±۹/۸۶	۳۲/۸۵±۳/۸۸	۰/۷۹	۰/۴۵	۰/۰۴
	ادامهٔ حرکت	۱۹/۵۹±۵/۶۳	۱۸/۶۹±۶/۲۱	۲۱/۱۱±۳/۶۰	۰/۷۸	۰/۴۶	۰/۰۴
ذوزنقه‌ای تحتانی	جمع‌شدن	۱۹/۷۳±۵/۹۱	۲۰/۲۳±۵/۶۰	۲۰/۸۱±۲/۶۱	۰/۱۷	۰/۸۳	۰/۰۰۹
	آماده‌سازی	۳۸/۳۹±۶/۴۸	۳۹/۸۷±۷/۵۹	۴۰/۵۷±۱/۶۰	۰/۵۲	۰/۵۹	۰/۰۲
	شتاب	۲۶/۹۹±۷/۲۶	۲۹/۴۴±۱۰/۴۰	۳۲/۹۴±۵/۶۱	۲/۰۱	۰/۱۴	۰/۰۹
	کاهش شتاب	۱۷/۵۱±۳/۷۶	۱۶/۳۶±۳/۴۵	۱۹/۳۴±۲/۴۳	۳/۰۴	۰/۰۵۹	۰/۱۳
	ادامهٔ حرکت	۱۴/۳۱±۳/۲۸	۱۳/۰۸±۱/۹۳	۱۴/۶۵±۱/۷۶	۱/۶۱	۰/۲۱	۰/۰۷
سراتوس قدامی	جمع‌شدن	۳۲/۹۹±۲/۶۲	۳۳/۰۴±۴/۵۸	۳۵/۶۵±۵/۰۱	۱/۸۲۳	۰/۱۷	۰/۰۸
	آماده‌سازی	۴۷/۶۱±۲/۸۹	۴۹/۴۵±۳/۰۲	۵۱/۰۲±۶/۱۷	۲/۰۶۶	۰/۱۴	۰/۰۹
	شتاب	۴۰/۰۹±۳/۷۱	۴۲/۸۷±۲/۲۱	۴۴/۶۰±۴/۵۴	۵/۲۷۵	۰/۰۱*	۰/۲۱
	کاهش شتاب	۲۹/۱۸±۲/۱۰	۲۹/۲۹±۳/۰۳	۳۰/۳۳±۳/۵۹	۰/۶۳۶	۰/۵۳	۰/۰۳
	ادامهٔ حرکت	۲۲/۰۴±۵/۷۷	۲۳/۳۱±۳/۹۵	۲۴/۸۵±۴/۴۵	۱/۲۲۴	۰/۳۰	۰/۰۶

* تفاوت معنادار بین گروه دیسکنزی نوع اول (برجستگی زاویه تحتانی کتف) و بدون دیسکنزی (**p** <۰/۰۵)

¥ تفاوت معنادار بین گروه دیسکنزی نوع دوم (برجستگی حاشیهٔ داخلی کتف) و بدون دیسکنزی (**p** <۰/۰۵)

بحث

تحقیق حاضر با هدف بررسی الکترومایوگرافی عضلات کمربند شانهٔ والیبالیست‌های با انواع دیسکنزی کتف حین سرویس موجی انجام شد که به‌طورکلی نتایج آن نشان داد که حین فاز شتاب سرویس موجی، بین گروه‌های دیسکنزی نوع دوم و گروه بدون دیسکنزی از لحاظ فعالیت عضلات ذوزنقهٔ فوقانی و ذوزنقه‌ای میانی و بین گروه‌های دیسکنزی نوع اول و بدون دیسکنزی از لحاظ فعالیت عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای میانی تفاوت معناداری وجود دارد.

تحقیق حاضر نشان داد که والیبالیست‌های با و بدون دیسکنزی، حین فازهای جمع‌شدن، آماده‌سازی، کاهش شتاب و ادامهٔ حرکت سرویس موجی والیبال، الگوی مشابهی از درصد فعالیت الکتریکی عضلات کمربند شانه‌ای را نشان می‌دهند، لیکن هنگام فاز شتاب، درصد فعالیت الکتریکی عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای‌های فوقانی و میانی بین گروه‌های موردمطالعه تفاوت معناداری داشت. به‌گونه‌ای که در این فاز درصد فعالیت الکتریکی عضلهٔ ذوزنقه‌ای فوقانی گروه بدون دیسکنزی نسبت به گروه دیسکنزی نوع دوم، درصد فعالیت الکتریکی ذوزنقه‌ای میانی گروه بدون دیسکنزی نسبت به هر دو نوع دیسکنزی اول و دوم و درصد فعالیت الکتریکی عضله سراتوس قدامی گروه بدون دیسکنزی نسبت به گروه دیسکنزی نوع اول متفاوت بود. این در حالی بود که تحقیق حاضر هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین EMG عضلات کمربند شانه‌ای گروه دیسکنزی اول و دوم حین فازهای پنج‌گانهٔ سرویس موجی (شناور) نشان نداد. علی‌رغم تلاش محققان، در بین مطالعاتی که به بررسی کینماتیک کتف و الگوی فعال‌سازی عضلات کتف حین سرویس یا اسپک والیبال پرداخته‌اند،

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

مطالعه‌ای یافت نشد که نقش دیسکنزی کتف بر فعالیت عضلانی عضلات ثبات‌دهندهٔ کتف را مورد بررسی قرار داده باشد، ازاین‌رو مقایسه نتایج تحقیق حاضر با دیگر تحقیقات به‌صورت جزئی و دقیق امکان‌پذیر نمی‌باشد.

در مقایسه با مطالعات قبلی که بر روی الگوی سرویس و اسپک والیبال انجام شده است، الگوی مشابهی برای فعالیت عضلات کتف از فاز جمع شدن تا فاز ادامهٔ حرکت یافت شد(۱۶). میورا و همکاران (۱۶) در مطالعهٔ خود تلاش کردند تأثیر وضعیت قرار گیری توپ حین ضربهٔ اسپک والیبال را بر الگوی فعالیت عضلات اطراف شانه و کتف مورد ارزیابی قرار دهند. آن‌ها به صورت همخوانی با مطالعهٔ حاضر بیان داشته‌اند که حین فازهای آماده‌سازی، شتاب و کاهش شتاب، سراتوس قدامی به همراه عضلات ذوزنقه‌ای فوقانی، میانی و تحتانی فعالیت متوسط رو به بالایی تجربه خواهند کرد. محققان دلیل احتمالی فعالیت زیاد سراتوس قدامی همراه با فعالیت متوسط ذوزنقه‌ای فوقانی، میانی و تحتانی حین فاز آماده‌سازی را تلاش این عضلات برای بالا بردن و چرخش فوقانی کتف و همچنین آبداکشن بازو دانستند. میورا و همکاران (۱۶) ادعا داشتند که چهار عضلهٔ مذکور به منظور شتاب بخشیدن بازو رو به جلو، فعالیت خود را همچنان در سطح بالایی حفظ می‌کنند و در انتها فعالیت متوسط رو به بالای این عضلات حین فاز کاهش شتاب بدلیل کنترل الویشن، پروترکشن و روتیشن کتف بود. با نگاهی به نتایج تحقیق حاضر متوجه الگوی مشابهی از فعالیت عضلات مورد بررسی حین اجرای فازهای پنج گانه سرویس موجی خواهیم شد. به‌گونه‌ای که عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای‌های فوقانی، میانی و تحتانی، حین فازهای آماده‌سازی، شتاب و کاهش شتاب فعالیت متوسط روبه بالا (۳۰ تا ۵۰ درصدMVIC) تجربه کرده‌اند، این در حالی است که این عضلات حین فازهای جمع شدن و ادامهٔ حرکت فعالیت متوسط رو به پایینی (۱۵ تا ۳۰ درصد MVIC) را ثبت کرده‌اند.

افزایش درصد فعالیت عضلهٔ ذوزنقه‌ای فوقانی و کاهش درصد فعالیت ذوزنقهٔای میانی و سراتوس قدامی والیبالیست‌های با دیسکنزی با نتایج گزارش شده در مطالعات قبلی همخوانی دارد(۲۱). هانگ[1] و همکاران (۲۱)، متوجه فعالیت بالای ذوزنقه‌ای فوقانی دیسکنزی نوع دوم نسبت به گروه بدون دیسکنزی و کاهش فعالیت عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای تحتانی گروه ترکیبی دیسکنزی اول+دوم نسبت به گروه بدون دیسکنزی حین فاز پایین آوردن بازو شدند. محققان بیان داشتند که هر نوع از دیسکنزی کتف می‌تواند الگوی متفاوتی از فعالیت عضلات کتفی را نشان دهد. پیش‌تر دی میر[2] (۲۲) نیز بیان داشته بود که وجود دیسکنزی کتف با ضعف عضله سراتوس قدامی، کاهش فعال‌سازی و تأخیر در زمان فعال‌سازی عضلات ذوزنقه‌ای میانی و تحتانی و عضله متوازی‌الاضلاع و همچنین افزایش فعال‌سازی و زودتر فعال شدن عضله ذوزنقه‌ای فوقانی همراه خواهد بود. از نگاهی دیگر اگر به این تغییرات عضلانی نگاه کنیم می‌توان این‌گونه استنباط کرد

1. Huang
2. De Mey

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

که این ناهنجاری می‌تواند باعث افزایش نسبت فعال‌سازی عضله ذوزنقه‌ای فوقانی به سراتوس قدامی[1]، نسبت فعال‌سازی عضله ذوزنقه فوقانی به ذوزنقه‌ای میانی[2] و نسبت فعال‌سازی ذوزنقه‌ای فوقانی به ذوزنقه‌ای تحتانی[3] شود (۲۲).

با توجه به توضیحات ارائه شده در فوق، به نظر می‌رسد که فاز شتاب سرویس موجی، می‌تواند الگوی متفاوتی از فعالیت عضلات سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای فوقانی و میانی در بین والیبالیست‌های با انواع دیسکنزی نشان دهد. نتایج تحقیق حاضر نشان دهندهٔ کاهش فعالیت سراتوس قدامی در گروه با برجستگی زاویه تحتانی کتف حین فاز شتاب سرویس موجی بود. سراتوس قدامی بعنوان عضلهٔ اصلی برای ثبات حاشیهٔ داخلی و زاویه تحتانی کتف معرفی شده است تا از بالدار شدن[4] و تیپینگ[5] قدامی کتف جلوگیری کند (۲۳، ۱۱). با توجه به اینکه ثابت شده است ضعف عضلانی و الگوهای غیرطبیعی در به‌کارگیری سراتوس قدامی می‌تواند منجر به بالدار شدن و تیپینگ کتف شود (۲۵، ۲۴)، به احتمال زیاد والیبالیست‌های با برجستگی زوایهٔ تحتانی کتف نسبت به والیبالیست‌های بدون دیسکنزی بیشتر در معرض این دو عارضه حین فاز شتاب سرویس موجی خواهند بود. مهار شدن ذوزنقه میانی ممکن است باعث ایجاد مشکلاتی در کنترل حرکت کتف شود. مطالعه حاضر همچنین کاهش فعالیت ذوزنقه میانی را حین فاز شتاب سرویس موجی در گروه‌های با برجستگی زوایه تحتانی و حاشیهٔ داخلی کتف نسبت به گروه بدون دیسکنزی نشان داد. بالدار شدن کتف در حین بالا بردن بازو، که در افراد مبتلا به گیرافتادگی قدامی شانه و بی‌ثباتی قدامی گلنوهومرال شایع است، ممکن است خطر گیرافتادگی خلفی شانه را افزایش دهد(۲۸–۲۶). گزارش شده است که ذوزنقه فوقانی به عنوان بالابرندهٔ کتف و چرخاننده رو به بالا عمل می‌کند(۲۹، ۲۳). در مطالعه حاضر، افزایش قابل توجهی در فعالیت ذوزنقه فوقانی گروه با برجستگی حاشیهٔ داخلی نسبت به گروه بدون دیسکنزی گزارش شد. هانگ مدعی شده است که بر اساس جهت آناتومیکی، ذوزنقه فوقانی قادر نیست به عنوان چرخاننده خارجی کتف باعث اصلاح حاشیهٔ داخلی کتف شود. محققان پیشنهاد می‌کنند که افزایش فعالیت ذوزنقه فوقانی ممکن است با کاهش فعالیت سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای تحتانی به عنوان زوج نیروهای مورد نیاز برای کنترل حرکت کتف مطابقت داشته باشد(۳۰). از این رو است که درمانگران و محققان تأکید کرده‌اند که تمرین‌هایی برای فعال‌سازی انتخابی سراتوس قدامی و ذوزنقه‌ای تحتانی با حداقل فعال‌سازی ذوزنقه فوقانی باید در افراد با برجستگی حاشیهٔ داخلی کتف در نظر گرفته شود(۳۱).

این مطالعه تلاش کرد برای اولین‌بار، الگوهای فعال‌سازی عضلات ثبات‌دهندهٔ کتفی را حین یک تکلیف ورزشی (سرویس والیبال) مورد بررسی قرار دهد. از جمله نقاط قوت و کاربردی این مطالعه تقسیم سرویس والیبال به پنج فاز جداگانه می‌بود که این فازبندی می‌تواند به تحقیقات آینده جهت بررسی مقایسه و تعمیم داده‌های به‌دست‌آمده کمک شایانی کند. لازم به ذکر است علی‌رغم تمام ملاحظات و اقدامات احتیاطی، این مطالعه دارای محدودیت‌هایی نیز بود. انجام تمامی

1. UT/SA
2. UT/MT
3. UT/LT
4. Winging
5. Tipping

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

مراحل آزمون‌های تحقیق توسط یک آزمونگر می‌تواند تعمیم‌پذیری یافته‌های ما را محدود کند. همچنین، آزمودنی‌های این مطالعه سطوح خفیف تا متوسط درد شانه را اعلام کردند؛ بنابراین، شواهد به‌دست‌آمده قابلیت تعمیم در مورد کسانی که سطح درد شدید را دارند کافی نمی‌باشد.

نتیجه‌گیری

مطالعهٔ حاضر نشان داد، والیبالیست‌های با برجستگی حاشیهٔ داخلی کتف، بیشتر مستعد الگوهای غیرطبیعی در به‌کارگیری عضلات ذوزنقه‌ای فوقانی و میانی هستند. این در حالی است که احتمالاً والیبالیست‌های با برجستگی زاویهٔ تحتانی احتمالاً کاهش فعالیت عضلهٔ ذوزنقه‌ای میانی و سراتوس قدامی را حین فاز شتاب سرویس موجی تجربه خواهند کرد. لازم به ذکر است که نتایج تحقیق حاضر هیچ‌گونه تفاوتی از لحاظ الگوی به‌کارگیری عضلات مورد بررسی در دیگر فازهای پنج‌گانه سرویس موجی نشان نداد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه مستخرج از رسالهٔ دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران است و توسط کمیتهٔ اخلاق دانشگاه تهران مورد تأیید قرار گرفت. همچنین نویسندگان از کلیه والیبالیست‌های شرکت‌کننده در این تحقیق کمال تشکر و قدردانی را دارند.

References

1. Pluim BM (2013) Scapular dyskinesis: practical applications. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092722
2. Kibler W Ben, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD (2013) Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'Scapular Summit.' Br J Sport Med 47:877–885. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425
3. Zago M, Kawczyński A, Klich S, Pietraszewski B, Galli M, Lovecchio N (2020) Fatigue-Induced Scapular Dyskinesis in Healthy Overhead Athletes. Front Bioeng Biotechnol 8:302. https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00302
4. McClure P, Tate AR, Kareha S, Irwin D, Zlupko E (2009) A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1: reliability. J Athl Train 44:160–164.https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.160.
5. Kibler W Ben, Uhl TL, Maddux JWQ, Brooks P V, Zeller B, McMullen J (2002) Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. J shoulder Elb Surg 11:550–556. https://doi.org/10.1067/mse.2002.126766.
6. Burn MB, McCulloch PC, Lintner DM, Liberman SR, Harris JD (2016) Prevalence of scapular dyskinesis in overhead and nonoverhead athletes: a systematic review. Orthop J Sport Med 4:2325967115627608. https://doi.org/10.1177/2325967115627608.
7. Briner WW, Kacmar L (1997) Common injuries in volleyball. Sport Med 24:65–71. https://doi.org/10.2165/00007256-199724010-00006.
8. Jacobson RP, Benson CJ (2001) Amateur volleyball attackers competing despite shoulder pain: analysis of play habits, anthropometric data, and specific pathologies. Phys Ther Sport 2:112–122. https://doi.org/10.1054/ptsp.2000.0045.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

9. Reeser JC, Fleisig GS, Bolt B, Ruan M (2010) Upper Limb Biomechanics During the Volleyball Serve and Spike. Sports Health 2:368–374. https://doi.org/10.1177/1941738110374624.
10. Thomas SJ, Swanik KA, Swanik C, Huxel KC (2009) Glenohumeral rotation and scapular position adaptations after a single high school female sports season. J Athl Train 44:230–237. https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.3.230.
11. Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. Sport Med 39:569–590. https://doi.org/10.2165/00007256-200939070-00004.
12. Schafle MD (1993) Common injuries in volleyball: treatment, prevention and rehabilitation. Sport Med 16:126–129. https://doi.org/10.2165/00007256-199316020-00004.
13. Schafle MD, Requa RK, Patton WL, Garrick JG (1990). Injuries in the 1987 national amateur volleyball tournament. Am J Sports Med 18:624–631. https://doi.org/10.1177/036354659001800612.
14. Watkins J, Green BN (1992) Volleyball injuries: a survey of injuries of Scottish National League male players. Br J Sports Med 26:135–137. https://doi.org/10.1136/bjsm.26.2.135.
15. Meister K (2000). Injuries to the shoulder in the throwing athlete: part one: biomechanics/ pathophysiology / classification of injury. Am J Sports Med 28:265–275. https://doi.org/10.1177/03635465000280022301
16. Miura K, Tsuda E, Kogawa M, Ishibashi Y (2020) The effects of ball impact position on shoulder muscle activation during spiking in male volleyball players. JSES Int 4:302–309. https://doi.org/10.1016/j.jseint.2019.12.009.
17. Rokito AS, Jobe FW, Pink MM, Perry J, Brault J (1998) Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. J Shoulder Elb Surg 7:256–263. https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90054-4.
18. Kugler A, Krüger-Franke M, Reininger S, Trouillier HH, Rosemeyer B (1996) Muscular imbalance and shoulder pain in volleyball attackers. Br J Sports Med 30:256–259. https://doi.org/10.1136/bjsm.30.3.256.
19. Magarey ME, Jones MA (2003) Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. Man Ther 8:195–206. https://doi.org/10.1016/S1356-689X(03)00094-8.
20. Huang T-S, Ou H-L, Huang C-Y, Lin J-J (2015) Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. J shoulder Elb Surg 24:1227–1234. https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.12.022.
21. de Toledo JM, Loss JF, Janssen TW, van der Scheer JW, Alta TD, Willems WJ, Veeger DHEJ (2012) Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. Clin Biomech 27:793–800. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.04.009.
22. Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg GM (2016) Surface electromyography for the Non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Biomed. Heal. Res. Progr. (BIOMED II) Eur. union
23. De Mey K, Danneels L, Cagnie B, Huyghe L, Seyns E, Cools AM (2013) Conscious correction of scapular orientation in overhead athletes performing selected shoulder rehabilitation exercises: the effect on trapezius muscle activation measured by surface electromyography. J Orthop Sport Phys Ther 43:3–10. https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2013.4283.
24. Neumann DA (2010) Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation. Mosby & Elsevier
25. Kibler W Ben, Sciascia A (2010) Current concepts: scapular dyskinesis. Br J Sports Med 44:300–305. https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.058834.
26. Martin RM, Fish DE (2008) Scapular winging: anatomical review, diagnosis, and treatments. Curr Rev Musculoskelet Med 1:1–11. https://doi.org/10.1007/s12178-007-9000-5.
27. Ludewig PM, Cook TM (2000) Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther 80:276–291. https://doi.org/10.1093/ptj/80.3.276.
28. Ogston JB, Ludewig PM (2007) Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. Am J Sports Med 35:1361–1370. https://doi.org/10.1177/0363546507300820.
29. Mihata T, Jun BJ, Bui CNH, Hwang J, McGarry MH, Kinoshita M, Lee TQ (2012) Effect of scapular orientation on shoulder internal impingement in a cadaveric model of the cocking phase of throwing.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]
[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]

JBJS 94:1576–1583. https://doi.org/10.2106/jbjs.j.01972

30. Pizzari T, Wickham J, Balster S, Ganderton C, Watson L (2014) Modifying a shrug exercise can facilitate the upward rotator muscles of the scapula. Clin Biomech 29:201–205. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.11.011.
31. Ellenbecker TS, Cools A (2010) Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. Br J Sports Med 44:319–327 https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.058875.
32. Cools AMJ, Struyf F, De Mey K, Maenhout A, Castelein B, Cagnie B (2014) Rehabilitation of scapular dyskinesis: from the office worker to the elite overhead athlete. Br J Sports Med 48:692–697. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092148.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-10-31]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.27.5.0]

[DOI: 10.61186/jsmt.22.27.75]