Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2024 / Vol 26 / No 1

OPEN ACCESS

Original Paper

Comparing the Electrical Activity of Selected Leg and Thigh Muscles during Performing Functional Movements in Female Athletes with and without Chronic Ankle Instability

Fatemeh Akbari (M.Sc)[1], **Mohammad Rabiei (Ph.D)***[2], **Banafshe Mohammadi (Ph.D)**[2], **Sajad Bagherian (Ph.D)**[3]

1 M.Sc in Sport Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Sciences, Faculty of Literature and Humanities, Shahrekord University, Shahrekord, Iran. 2 Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Sciences, Faculty of Literature and Humanities, Shahrekord University, Shahrekord, Iran. 3 Assistant Professor of Sport Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Sciences, Faculty of Literature and Humanities, Shahrekord University, Shahrekord, Iran.

Abstract

Background and Objective: Ankle instability is one of the most prevalent injuries among athletes. Biomechanical changes, sensory-motor impairments, and neuromuscular disorders have been reported in individuals with chronic ankle instability. The present study was conducted to compare the electrical activity of selected leg and thigh muscles during performing functional movements in female athletes with and without chronic ankle instability.

Methods: This case-control research was conducted on 40 female athletes in the age range of 18-30 years in two groups, including the case (with ankle instability, n=20) and healthy control (without ankle instability, n=20) groups. The electrical activity of selected leg and thigh muscles was recorded during three functional patterns, i.e., the overhead squat, overhead squat with heel lift, and single-legged squat, by electromyography apparatus. The investigated muscles consisted of the gastrocnemius medialis (GM) muscle, the gastrocnemius lateralis (GL) muscle, the tibialis anterior (TA) muscle, the fibularis longus (FL) muscle, the soleus (SO) muscle, the vastus lateralis (VL) muscle, the vastus mediali (VM) muscle, and the biceps femoris (BF) muscle.

Results: The activity of the VM, VL, BF, and TA muscles in the single-legged squat and the activity of the VM, VL, BF, SO, and TA muscles in the overhead squat showed a statistically significant increase in the case group compared to the control group ($P<0.05$). The highest difference in the muscle activity of the two groups was observed in the overhead squat with heel lift movement, which in this movement, except for the GL muscle, there was a statistically significant increase among all other muscles ($P<0.05$).

Conclusion: Functional movements culminate in increasing the electrical activity level of leg and thigh muscles in female athletes with ankle instability.

Keywords: Ankle Injuries, Joint Instability, Athletes, Electromyography

***Corresponding Author:** Mohammad Rabiei (Ph.D), **E-mail:** md.rabiei@yahoo.com & md.rabiei@sku.ac.ir

Received 12 June 2023
Final Revised 18 September 2023
Accepted 19 September 2023
Published Online 27 Feb 2024

Cite this article as: Akbari F, Rabiei M, Mohammadi B, Bagherian S. [Comparing the Electrical Activity of Selected Leg and Thigh Muscles during Performing Functional Movements in Female Athletes with and without Chronic Ankle Instability]. J Gorgan Univ Med Sci. 2024; 26(1): 66-76. [Article in Persian]

© The author(s)
Owned: Golestan University of Medical Sciences **Publisher:** Deputy of Research and Technology

Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2024 / Vol 26 / No 1

OPEN ACCESS

Extended Abstract

Introduction

The ankle joint is one of the most susceptible joints in sports activities and daily life. Quick detection of asymmetries and impairments in movement and stability is among the significant factors in preventing injury and improving functioning because these things result in changes in movement patterns in the closed chain exercises and finally injury. Functional tests such as the overhead squat, overhead squat with heel lift, and single-legged squat are simple screening tools having high validity and reliability, which can detect individuals with movement impairments who are susceptible to injury and can be used by therapists and experts in sports pathology and corrective exercises. One of the important elements of movement control is the appropriate and efficient muscle activity pattern in the injury site and other related areas in a chain of movements. When an injury occurs, besides the injury site, the muscle activation pattern in other areas of the movement chain should apparently be considered too. Electromyography is a new laboratory technique dealing with investigating muscle functioning via the analysis of electrical signals produced during muscle contractions. Electromyographic signals show the amount of muscle activity, muscle coordination, muscle activity timing, muscle activity frequency, or even neuromuscular control strategies while performing static or dynamic tasks. Due to the nature of sports activities that are carried out as closed-chain exercises, to assess the injury, researchers usually proceed with assessing the upper and lower joints of the injury site. The focus in the majority of the conducted studies has been on one organ and the adjacent organs of the leg and thigh were not examined simultaneously. Furthermore, the evaluation of individuals has been during walking or jumping and landing movements, and functional movements such as various squat types, which, besides being similar to individuals' daily lives, are often used in the screening of functional movements as well, have received less attention. The present study was conducted to compare the electrical activity of selected leg and thigh muscles during performing functional movements in female athletes with and without chronic ankle instability.

Methods

This case-control study was conducted on 40 female athletes in the age range of 18-30 years in two groups, including the case (with ankle instability, n=20) and healthy control (without ankle instability, n=20) groups at Shahrekord University during 2022. The inclusion criteria for both healthy and case groups included female athletes in the age range of 18-30 years, having 3-7 years of professional sports experience for three sessions per week, and voluntary consent to participate in the study.

The Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) was used to detect functional ankle instability. The Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) questionnaire was used to detect the severity of functional ankle instability. The Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) was used to determine the ability of the foot and ankle in daily activities. Moreover, the FAAM Sport questionnaire was used to determine ankle ability in sports activities.

On the day of conducting the research, first, the subject's height and weight were measured and their dominant leg was determined using the ball impact test. Then, the required training on how to implement the tests was provided verbally and practically. The initial 5-minute warm-up duration included dynamic stretching exercises. In the next step, the electrode was placed on the skin. In order to record the electrical activity of the selected muscles, disposable electrodes with a diameter of 3 cm were used. The SENIAM protocol was used to determine the electrode sites on the muscles. Moreover, a muscle functioning-related movement was used to determine the exact site of connecting the electrodes, and the electrodes were then attached along the muscle fiber with a center-to-center distance of 2 cm.

The investigated muscles consisted of the gastrocnemius medialis (GM) muscle, the gastrocnemius lateralis (GL) muscle, the tibialis anterior (TA) muscle, the fibularis longus (FL) muscle, the soleus (SO) muscle, the vastus lateralis (VL) muscle, the vastus mediali (VM) muscle, and the biceps femoris (BF) muscle. After placing electrodes, muscle activity was recorded with an 8-channel biofeedback electromyography apparatus (ProComp Infiniti model, Canada). The obtained data were recorded with a sampling frequency of 2000 Hz and then de-noised with a low-pass filter of 450 and a high-pass filter of 10 Hz.

For more familiarity, subjects were asked to perform functional movements several times experimentally. Then, while the device was on and the data were being recorded, the subject was asked to do each squat exercise 5 times consecutively and rest for 30 seconds after doing 5 squats. In the overhead squat with the heel lift, a plate with a height of 5 cm was placed under the subject's heels and the test was implemented according to the previous test. For single-legged squats, the subjects were asked to perform 45-60 degrees of knee flexion with bare feet on the dominant leg within 4 seconds, just like the previous tests, with hands on the waist. Fusionetics scoring criteria were used to assess the sameness of the way of doing the exercises between the two groups. The time of doing the exercises was controlled by a metronome. The subjects performed each squat exercise 5 times and the electrical activity of their muscles was recorded in the 3rd to 5th exercise.

Results

The activity of the VM ($P<0.001$), VL ($P<0.001$), and BF muscle showed a statistically significant increase in all four steps between the two case and control groups. The TA muscle also showed a statistically significant increase in the first ($P<0.044$) and second ($P<0.003$) steps; however, no statistically significant difference was found between other muscles. A statistically significant increase was observed between the two groups in the two-legged squat exercise in the first step of the activity of the VM ($P<0.001$), VL ($P<0.002$), BF ($P<0.011$), SO ($P<0.007$), and TA ($P<0.008$) muscles, in the second step of the activity of the VL ($P<0.025$), BF ($P<0.009$), and TA ($P<0.006$) muscles, in the third step of the activity of the VL ($P<0.006$) muscle, and in the fourth step of the activity of the VM ($P<0.012$), VL ($P<0.003$), and BF ($P<0.037$) muscle; however, no statistically significant difference was found between other muscles. A statistically significant increase was found between the two case and control groups in the overhead squat with heel lift movement in the first step of the activity of the VM ($P<0.013$), VL ($P<0.005$), BF ($P<0.004$), SO ($P<0.012$), FL ($P<0.032$), and TA ($P<0.001$) muscles, in the second step of the activity of the VM ($P<0.017$), VL ($P<0.001$), and TA ($P<0.007$) muscles, in the third step of the activity of the VM ($P<0.023$), VL ($P<0.015$), BF ($P<0.001$), SO ($P<0.022$), GM ($P<0.001$), FL ($P<0.005$), and TA ($P<0.001$) muscles, and in the fourth step of the activity of the VM ($P<0.001$), VL ($P<0.019$), BF ($P<0.001$), SO ($P<0.003$), GM ($P<0.025$), FL ($P<0.018$), and TA ($P<0.001$) muscles. No statistically significant difference was found in other muscles.

Conclusion

The present study results demonstrated the difference in the amount of muscle activity between the two groups under different conditions so that the highest difference between the two groups was observed in the squat with the heel lift and the lowest was observed in the two-legged squat. In the single-legged squat, the increased amount of load and the body weight tolerance with one leg and also the reduced support and balance surfaces probably culminated in the increased pressure on the body, and subsequently, weaker or injured muscles had to work more than healthy muscles. Similarly, in the squat with the heel lift movement, the increased heel height by changing the ankle joint position led to changes in the muscles' functioning, and the healthy muscles adapted themselves to these changes with less strength. Furthermore, the joint position change probably caused to reduced ankle stability and balance, and the leg muscles of individuals with ankle instability had to do more activation to maintain stability. In line with the results of our study, in heel lift movement, almost all the muscles of the leg of individuals with ankle instability were more active than healthy individuals, which may be to promote ankle joint stiffness and stability. The therapeutic goals in the clinical rehabilitation of these individuals must be in accordance with the movements and patterns of the ankle's wrong muscular activity and the restoration of appropriate sensory-motor functioning. Injury-based rehabilitation programs, including functional movement retraining or sports training programs, must target functional impairments, which can be prescribed separately or concurrently.

Ethical Statement

The present study was approved by the Research Ethics Committees of Shahrekord University (IR.SKU.REC.1401.003).

Funding

This article was extracted from Fatemeh Akbari's master's thesis in the Sports Injuries and Corrective Exercises, University Shahrekord, Shahrekord, Iran.

Conflicts of Interest

The authors have no conflict of interest.

Acknowledgment

The authors would like to thank all the athletes who volunteered to participate helped us in conducting this study.

The results of the current research indicated an increase in the level of applying selected leg and thigh muscles in squat exercises in individuals with ankle instability. Also, the changes in the movement pattern together with changes in the position of the joints from the normal state led to increasing the differences and making the differences in muscle functioning more remarkable. According to the obtained results, ankle instability apparently leads to reducing the stability and changing the activity of the leg and thigh muscles.

Cite this article as: Akbari F, Rabiei M, Mohammadi B, Bagherian S. [Comparing the Electrical Activity of Selected Leg and Thigh Muscles during Performing Functional Movements in Female Athletes with and without Chronic Ankle Instability]. J Gorgan Univ Med Sci. 2024; 26(1): 66-76. [Article in Persian]

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

بهار ۱۴۰۳ / دوره ۲۶ / شماره ۱ (پی در پی ۸۹)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ساق و ران حین اجرای حرکات عملکردی در ورزشکاران زن با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا

فاطمه اکبری [۱]، دکتر محمد ربیعی* [۲]، دکتر بنفشه محمدی [۲]، دکتر سجاد باقریان [۳]

۱ کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران. ۲ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران. ۳ استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *بی‌ثباتی مچ پا از شایع‌ترین آسیب‌ها بین ورزشکاران است. تغییرات بیومکانیکی، نقص‌های حسی- حرکتی و اختلالات عصبی- عضلانی در افراد مبتلابه بی‌ثباتی مزمن مچ پا گزارش شده است. این مطالعه به‌منظور مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ساق و ران حین اجرای حرکات عملکردی در ورزشکاران زن با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه مورد شاهدی روی ۴۰ ورزشکار زن در محدوده سنی ۳۰-۱۸ سال در دو گروه ۲۰ نفری مورد (دارای بی‌ثباتی مچ پا) و شاهد سالم (بدون بی‌ثباتی مچ پا) انجام شد. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ساق و ران طی سه الگوی عملکردی اسکات بالای سر، اسکات بالای سر با بالا بردن پاشنه و اسکات تک‌پا توسط دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. عضلات مورد بررسی شامل عضله دوقلو داخلی، عضله دوقلو خارجی، عضله درشت‌نئی قدامی، عضله نازک نئی بلند، عضله نعلی، عضله پهن خارجی، عضله پهن داخلی و عضله دوسر رانی بودند.*

یافته‌ها: *فعالیت عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی و درشت نئی قدامی در اسکات تک‌پا و فعالیت عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دو سررانی، نعلی و درشت نئی قدامی در اسکات بالای سر گروه مورد افزایش آماری معنی‌داری در مقایسه با گروه شاهد یافت ($P<۰/۰۵$). بیشترین تفاوت در فعالیت عضلات دو گروه در حرکت اسکات بالای سر با بالا بردن پاشنه مشاهده شد که در این حرکت غیر از بخش خارجی عضله دوقلو، بین تمام عضلات دیگر افزایش آماری معنی‌داری یافت شد ($P<۰/۰۵$).*

نتیجه‌گیری: *حرکات عملکردی باعث افزایش سطح فعالیت الکتریکی عضلات ساق و ران ورزشکاران زن دارای بی‌ثباتی مچ پا می‌گردد.*

واژه‌های کلیدی: *آسیب مفصل ، بی‌ثباتی مفصل، ورزشکاران، الکترومایوگرافی*

* **نویسنده مسؤول:** دکتر محمد ربیعی ، پست الکترونیکی: md.rabiei@yahoo.com و md.rabiei@sku.ac.ir

نشانی: شهرکرد، بلوار رهبر، دانشگاه شهرکرد، گروه علوم ورزشی، تلفن ۷-۳۲۳۲۴۴۰۱-۰۳۸، نمابر ۳۲۳۲۴۴۱۱

وصول ۱۴۰۲/۳/۲۲ اصلاح نهایی ۱۴۰۲/۶/۲۷ پذیرش ۱۴۰۲/۶/۲۸ انتشار ۱۴۰۲/۱۲/۸

مقدمه

مفصل مچ پا از مفاصل آسیب‌پذیر بدن در فعالیت‌های ورزشی و زندگی روزمره است.[۱] پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا حدود ۲۰درصد از کل صدمات ورزشی را شامل می‌شود.[۲] در ورزشکاران صدمه به مجموعه لیگامان‌های خارجی مفصل مچ پا بسیار شایع بوده و حدود ۸۵ درصد کل پیچ‌خوردگی‌ها را در برمی‌گیرد.[۱] حدود ۲۰ تا ۴۰ درصد پیچ‌خوردگی‌های مچ پا درمان نمی‌شوند و فرد آسیب‌دیده به‌مرور زمان دچار بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌شود.[۳] باقی‌ماندن نشانه‌هایی مانند احساس خالی شدن زیر پا و همچنین چرخش‌های مکرر مچ پا به سمت داخل به علت وقوع صدمات مجدد به‌عنوان بی‌ثباتی مزمن مچ پا تعریف می‌گردد.[۴] تحقیقات نشان داده‌اند که ۳۲ تا ۷۴ درصد افراد به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا مبتلا می‌شوند و عوارض جانبی همچون اختلال در تعادل و حس عمقی و عملکرد حسی – حرکتی مچ پا، احساس بی‌ثباتی، تورم و درد در آنان ایجاد می‌شود.[۵] پژوهش‌های زیادی تغییرات بیومکانیک و اختلالات حسی – حرکتی مانند کاهش دامنه حرکتی، حس عمقی و تعادل را به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا در افراد نشان داده‌اند.[۶و۷] یکی از مواردی که در حوزه‌های توانبخشی اسکلتی – عضلانی مورد بحث قرار دارد؛ شناسایی پیوندهای ضعیف در بین قسمت‌های مختلف بدن است. زیرا این اختلالات و ضعف‌ها باعث

نقص‌های حرکتی در حین انجام حرکات عملکردی در قسمت‌های مختلف بدن و افزایش احتمال آسیب می‌شود. بدن انسان در فعالیت‌های روزمره و ورزش به‌صورت پویا عمل می‌کند و بهتر آن است که ارزیابی‌های آزمایشگاهی ایستا و ساکن جای خود را به ارزیابی‌های عملکردی و میدانی بدهند.[۸] آزمون‌های عملکردی، آزمون‌های جسمانی و مهارتی هستند که اهدافی همچون تعیین توانایی ورزشکار برای شرکت در یک فعالیت ورزشی، فعالیت تفریحی و یا بازگشت به فعالیت به‌صورت ایمن و در زمان مناسب بدون محدودیت حرکتی را دارند.[۸] تشخیص سریع عدم تقارن‌ها، نقص درحرکت و ثبات، یکی از عوامل مهم در پیشگیری از آسیب و بهبود عملکرد است. زیرا این موارد منجر به تغییر الگوهای حرکتی در زنجیره حرکتی بسته و در نهایت آسیب می‌شود.[۹] آزمون‌های عملکردی همچون اسکات بالای سر، اسکات بالای سر با بالا آوردن پاشنه و اسکات تک‌پا، ابزارهای غربالگری ساده‌ای هستند که دارای روایی و پایایی بالا بوده و می‌توانند افراد دارای نقص حرکتی و مستعد آسیب را شناسایی و توسط درمانگران و متخصصان آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی مورد استفاده قرار گیرند.[۵]

یکی از عناصر مهم کنترل حرکت، الگوی فعالیت عضلانی مناسب و کارآمد در ناحیه آسیب‌دیده و سایر نواحی مرتبط در یک زنجیره حرکتی است. به نظر می‌رسد به هنگام وقوع یک آسیب، علاوه بر ناحیه آسیب، بایستی به الگوی فعال شدن عضلات در نواحی دیگر زنجیره حرکتی نیز توجه داشت.[۱۰] یکی از روش‌هایی که با استفاده از آن می‌توان به بررسی و سنجش زمان‌بندی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات، برای شناسایی رفتارها و الگوهای به‌کارگیری آنها در حرکت و وضعیت ایستاده پرداخت؛ الکترومایوگرافی است. الکترومایوگرافی یک تکنیک آزمایشگاهی نوین است که به مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنال‌های الکتریکی تولید شده حین انقباضات عضلانی می‌پردازد. از این تکنیک برای بررسی عملکردهای مختلف مربوط به وضعیت‌های قامتی، حرکات ورزشی، وظایف کاری و رژیم‌های تمرینی - درمانی استفاده می‌شود. سیگنال‌های الکترومایوگرافی نشان‌دهنده میزان فعالیت عضلات، هماهنگی عضلانی، زمان‌بندی فعالیت عضله، فرکانس فعالیت عضله و یا حتی استراتژی‌های کنترل عصبی – عضلانی در طول انجام وظایف ایستا و یا پویا هستند.[۱۱] در این راستا مطالعه Webster و Gribble در خصوص مقایسه عملکرد عضلات سرینی میانی و سرینی بزرگ حین اجرای حرکات عملکردی لانج و اسکات چرخشی در افراد مبتلابه بی‌ثباتی مچ پا و افراد سالم انجام و نتایج نشان داد که عضله سرینی بزرگ در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا فعالیت کمتری نسبت به افراد سالم در این حرکات عملکردی دارد.[۱۲] در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا، ضعف قابل توجهی در عضلات ران وجود دارد.[۱۳] همچنین کاهش فعالیت عضله درشت نئی قدامی و افزایش پلانتار فلکشن مچ پا در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا گزارش شده است.[۱۴] افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا دارای اختلالات عضلانی در لگن و ران هستند که می‌تواند باعث کاهش ثبات تنه و لگن و در نتیجه ایجاد ناهنجاری در پایین‌تنه شود.[۱۵] آسیب رباط‌های مچ پا به علت پیچ‌خوردگی و اسپرین، باعث نقص حسی – حرکتی و اختلال در نقش فیدبکی و تأخیر در زمان عکس‌العمل عضلات مچ پا به‌ویژه عضلات اورتور خواهد شد.[۱۶] همچنین افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا به‌منظور جبران نقص‌های عصبی – عضلانی اندام دیستال از عضلات پروگزیمال خود استفاده می‌کنند.[۱۷] به دلیل ماهیت فعالیت‌های ورزشی که به‌صورت زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود؛ معمولاً محققان برای ارزیابی آسیب به بررسی مفاصل بالایی و پایینی محل آسیب می‌پردازند.[۱۷] در بیشتر تحقیقات انجام‌شده، صرفاً تمرکز روی یک اندام بوده و اندام‌های مجاور ساق و ران به‌صورت هم‌زمان بررسی نشده‌اند. همچنین ارزیابی افراد طی راه رفتن یا حرکات پرش و فرود بوده و حرکات عملکردی مانند انواع اسکات که علاوه بر مشابهت با زندگی روزمره افراد در غربالگری حرکات عملکردی نیز به‌مراتب مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ کمتر مورد توجه قرار گرفته است. از سوی دیگر نتایج تحقیقات پیشین در بسیاری از موارد متناقض بوده و افزایش، عدم‌تغییر یا کاهش فعالیت عضلانی در موارد مختلف گزارش شده است.[۱۸-۲۱] این مطالعه به‌منظور مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ساق و ران حین اجرای حرکات عملکردی در ورزشکاران زن با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه مورد شاهدی روی ۴۰ ورزشکار زن در محدوده سنی ۳۰-۱۸ سال در دو گروه ۲۰ نفری مورد (دارای بی‌ثباتی مچ پا) و شاهد سالم (بدون بی‌ثباتی مچ پا) در دانشگاه شهرکرد طی سال ۱۴۰۱ انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه شهرکرد (IR.SKU.REC.1401.003) قرار گرفت. از آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت آگاهانه در مطالعه اخذ شد.

معیارهای ورود به مطالعه برای هر دو گروه سالم و دارای بی‌ثباتی مچ پا، شامل ورزشکاران خانم دارای دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، داشتن ۳ الی ۷ سال سابقه ورزشی حرفه‌ای به میزان سه جلسه در هفته و رضایت داوطلبانه آزمودنی‌ها برای شرکت در مطالعه بودند.

گروه سالم طی سال گذشته دارای سابقه اسپرین مچ پا و پیچ‌خوردگی پا نبودند. گروه مورد سابقه اسپرین مچ پا را در ۲ سال گذشته داشتند و حداقل طی شش‌ماه اخیر دوبار احساس خالی شدن مچ پا را داشتند و نمره تعیین‌شده برای بی‌ثباتی در چهار پرسشنامه

مورد استفاده را کسب نمودند.

معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل داشتن هرگونه سابقه جراحی در ستون فقرات یا اندام تحتانی، استفاده از داروهای موثر بر سیستم عصبی مرکزی مانند آرام‌بخش‌ها، داشتن مشکلات شنوایی تعادلی و وجود ناهنجاری در اندام تحتانی بودند.

معیارهای خروج از مطالعه شامل عدم رضایت فرد برای ادامه همکاری و ایجاد درد در هر قسمت بدن در حین انجام آزمون که ادامه همکاری را ممکن نمی‌کرد؛ بودند.

در ابتدا به همه هیئت‌ها و باشگاه‌های ورزشی استان چهارمحال و بختیاری مراجعه شد. براساس داده‌های تحقیقات گذشته[۵] و با استفاده از نرم‌افزار G*Power با توان آماری ۰/۹۵، اندازه اثر ۰/۴۷ و خطای ۰/۰۵، تعداد ۴۰ زن ورزشکار در دسترس و داوطلب به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند و بر اساس معیارهای بی‌ثباتی مچ پا، به دو گروه ۲۰ نفری سالم و دارای بی‌ثباتی مچ پا تقسیم شدند.

برای همگن کردن و انتخاب آزمودنی‌ها از فرم جمع‌آوری اطلاعات استفاده شد. این فرم شامل اطلاعاتی در ارتباط با ویژگی‌های دموگرافیک شامل قد، وزن، سن، سابقه فعالیت ورزشی و سابقه آسیب داوطلبان بود.

برای تعیین بی‌ثباتی عملکردی مچ پا از پرسشنامه CAIT (Comberland Ankle Instability Quesioner) (روایی ۰/۸۴، پایایی ۰/۸۳) استفاده شد. این پرسشنامه دارای ۹ پرسش است. دامنه نمره ثبات عملکردی در پا بین صفر تا ۳۰ است که نمره ۲۴ تا ۳۰ نمایانگر سلامت مچ و نمره صفر تا ۲۴ نمایانگر بی‌ثباتی مچ است. هرچه نمره فرد از ۲۴ به صفر کاهش پیدا کند؛ نشان‌دهنده شدت بیشتر بی‌ثباتی در مچ پا است.[۲۲]

برای تشخیص شدت بی‌ثباتی عملکردی مچ پا از پرسشنامه IdFAI (Identification of Functional Ankle Instability questionnaire) استفاده شد. این پرسشنامه دارای ۱۰ پرسش است که شدت بی‌ثباتی را در هر پا مشخص می‌کند. دامنه ثبات پا در این پرسشنامه بین صفر تا ۱۱ است که نمره زیر ۱۱ بیانگر سلامت مچ پا و نمره ۱۱ و بیشتر از آن نشان‌دهنده بی‌ثباتی مچ پا است. همچنین ضریب همبستگی درون گروهی بالایی (۰/۹۶) برای آن گزارش شده است.[۲۳]

برای تعیین توانایی پا و مچ پا در فعالیت‌های روزانه از پرسشنامه FAAM (Foot and Ankle Ability Measure) با دامنه نمره صفر تا ۱۰۰ استفاده شد. پرسشنامه دارای ۲۱ پرسش است. نمره بین صفر تا ۹۰ نمایانگر بی‌ثباتی در مچ پا و نمره بالای ۹۰ نشانه سلامت مچ پا است. پایایی ۰/۸۹ برای آن گزارش شده است.[۲۴]

برای تعیین توانایی مچ پا در فعالیت‌های ورزشی از پرسشنامه FAAM Sport (Foot and Ankle Ability Measure Sport) استفاده شد. این پرسشنامه دارای ۸ پرسش است. دامنه نمره توانایی پا بین صفر تا ۱۰۰ است که نمره ۸۰ تا ۱۰۰ نمایانگر توانایی مچ پا و نمره پایین‌تر از ۸۰ نمایانگر بی‌ثباتی در مچ پا است. پایایی ۰/۸۷ برای این پرسشنامه گزارش شده است.[۲۵]

ابتدا در یک جلسه توجیهی، پس از توضیح در مورد پژوهش و بیان اهداف و نحوه انجام پژوهش برای آزمودنی‌ها، از آنها درخواست شد تا در صورت تمایل به شرکت در مطالعه، فرم رضایت‌نامه را امضا کنند. سپس فرم اطلاعات دموگرافیک با هدف جمع‌آوری اطلاعات فردی، سابقه فعالیت بدنی و گزارش‌های افراد در خصوص سوابق پزشکی شرکت کنندگان تکمیل شد. در روز انجام تحقیق، ابتدا قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری و با استفاده از تست ضربه به توپ، پای برتر آنان مشخص شد. سپس آموزش لازم در مورد نحوه اجرای آزمون‌ها به‌صورت شفاهی و اجرای عملی ارائه شد. مدت زمان ۵ دقیقه گرم کردن اولیه شامل حرکات کششی پویا انجام شد. در مرحله بعد عمل الکترودگذاری بر روی پوست انجام گردید. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات منتخب موردنظر، از الکترودهای یک‌بارمصرف با قطر ۳ سانتی‌متر استفاده شد.[۲۶] برای مشخص نمودن محل اتصال الکترودها بر روی عضلات از پروتکل SENIAM استفاده شد. همچنین برای تعیین محل دقیق اتصال الکترودها، از حرکتی مرتبط با عملکرد عضله استفاده کرده و سپس الکترودها در راستای فیبر عضلانی با فاصله مرکز تا مرکز ۲سانتی‌متر چسبانده شد.[۲۶]

عضلات مورد بررسی شامل عضله دوقلو داخلی (Gastrocnemiusmedialis: GM)، عضله دوقلو خارجی (Gastrocnemius lateralis: GL)، عضله درشت‌نئی قدامی (Tibialis anterior: TA)، عضله نازک نئی بلند (Fibularis longus: FL) ، عضله نعلی (Soleus: SO)، عضله پهن خارجی (Vastus lateralis: VL)، عضله پهن داخلی (Vastus mediali: VM) و عضله دوسر رانی (Biceps femoris: BF) بودند.[۲۶]

پس از الکترودگذاری، فعالیت عضلات با دستگاه الکترومایوگرافی بیوفیدبک ۸ کاناله مدل ProComp Infiniti ساخت کانادا ثبت شد. داده‌های به‌دست‌آمده با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز ثبت و سپس با فیلتر پایین گذر ۴۵۰ و بالاگذر ۱۰ هرتز رفع نویز شدند. در پردازش سیگنال‌های الکترومایوگرافی، برای این که مقایسه درستی بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود؛ بایستی فعالیت عضله با یک مقدار مرجع نرمال شود. برای این کار از روش RVIC (استفاده از یک سطح مشخص نیرو) استفاده شد. برای نرمال‌سازی عضلات نازک نئی و درشت نئی قدامی فرد لبه تخت نشست؛ زانوی فرد ثابت شد و طناب متصل به دینامومتر دور پنجه پای فرد قرار گرفت. سپس آزمودنی حرکت دورسی فلکشن را انجام داد. زمانی که صفحه

دینامومتر عدد ۵ را نشان داد؛ به مدت ۳ ثانیه فعالیت الکتریکی عضلات ثبت گردید. برای عضلات جلو ران (چهار سر)، فرد لبه تخت با پاهای آویزان نشست و ران فرد ثابت شد. سپس طناب متصل به دینامومتر دور مچ پای فرد قرار گرفت و فرد حرکت اکستنشن زانو را انجام داد. زمانی که دینامومتر عدد ۱۰ را نشان داد؛ به مدت ۳ ثانیه فعالیت الکتریکی عضلات ثبت شد. برای نرمال‌سازی عضلات دوقلو و نعلی، فرد روی پنجه‌های پا ایستاد و به مدت ۳ ثانیه فعالیت عضلات ثبت گردید. برای نرمال‌سازی عضلات همسترینگ، ران فرد در حالت ایستاده ثابت شد و طناب دینامومتر در قسمت پشت پاشنه قرار گرفت. سپس آزمودنی فلکشن زانو را انجام داد. زمانی که دینامومتر عدد ۱۰ را نشان داد؛ به مدت ۳ ثانیه فعالیت عضلات ثبت شد.

با توجه به ارائه توضیحات کامل در مورد اجرای حرکات به آزمودنی‌ها، از آنان خواسته شد تا برای آشنایی بیشتر چندبار به‌صورت آزمایشی حرکات عملکردی را انجام دهند. سپس در حالی که دستگاه روشن و عمل ثبت داده انجام می‌شد؛ از فرد خواسته شد تا هرکدام از حرکات اسکات را ۵ بار پشت سرهم انجام دهد و بعد از انجام ۵ اسکات ۳۰ ثانیه استراحت کند. نحوه انجام این حرکات به این صورت بود که برای اسکات بالای سر از فرد خواسته شد تا با پای‌برهنه و باز به‌اندازه عرض شانه‌ها و با دست‌های کشیده، آرنج باز در بالای سر، حرکت اسکات را با زمان دو ثانیه پایین رفتن تا ۹۰ درجه خم شدن زانو و دو ثانیه بالا آمدن تا صاف شدن زانو اجرا کند. در آزمون اسکات بالای سر با بالا آوردن پاشنه، صفحه‌ای با ارتفاع ۵ سانتی‌متر در زیر پاشنه‌های آزمودنی قرار گرفت و آزمون مطابق تست قبلی اجرا شد. به‌منظور اجرای اسکات تک‌پا از آزمودنی‌ها خواسته شد تا همانند آزمون‌های قبلی طی ۴ ثانیه درحالی‌که دست‌هایشان بر روی کمر قرار دارد؛ به میزان ۴۵ تا ۶۰ درجه فلکشن زانو را با پای‌برهنه روی پای برتر انجام دهند.

برای ارزیابی یکسان بودن نحوه اجرای حرکات بین دو گروه از معیارهای امتیازدهی Fusionetics استفاده شد[۲۷] که دو گروه یکسان بود. زمان انجام حرکات توسط مترونوم کنترل شد. آزمودنی‌ها هرکدام از حرکات اسکات را ۵ بار انجام داد و فعالیت الکتریکی عضلات وی در حرکت ۳ الی ۵ ثبت شد.

برای نرمال‌سازی سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی، با تقسیم مقدار دامنه فعالیت (RMS) به‌دست‌آمده برای هر عضله بر مقدار RVIC، درصد فعالیت هر عضله به دست آمد. برای مقایسه فعالیت عضلات در آزمون‌های عملکردی، کل حرکت به ۴ مرحله یک ثانیه‌ای تقسیم شد و مقایسه در هر مرحله برای هر عضله بین دو گروه انجام شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-26 تجزیه و تحلیل شدند. پس از تایید نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون کلوموگوروف – اسمیرنوف، برای بررسی تفاوت‌های بین گروهی از آزمون t مستقل استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار سن گروه مورد و شاهد به ترتیب ۲۰/۴۰±۳/۹ سال و ۱۹/۳۳±۲/۵ سال، قد گروه مورد و شاهد به ترتیب ۱۶۹/۴۷±۵/۳ سانتی متر و ۱۶۵/۶۰±۴/۳ سانتی متر و وزن گروه مورد و شاهد به ترتیب ۶۳/۶۷±۱۱/۱ کیلوگرم و ۵۸/۲۰±۸/۱ کیلوگرم تعیین شد. دو گروه سالم و دارای بی‌ثباتی مچ پا در متغیرهای مذکور تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند.

فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۰۱)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۱) و دو سررانی (P<۰/۰۰۱) اسکات تک پا در هر چهار مرحله حرکت در گروه مورد در مقایسه با گروه شاهد افزایش آماری معنی‌داری نشان داد. همچنین در مرحله یک (P<۰/۰۴۴) و مرحله دو (P<۰/۰۰۳) عضله درشت نئی قدامی افزایش آماری معنی‌داری یافت شد؛ اما بین بقیه عضلات دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت (جدول یک).

در حرکت اسکات دو پا در مرحله یک فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۰۱)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۲)، دو سررانی (P<۰/۰۱۱)، نعلی (P<۰/۰۰۷)، درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۸)، در مرحله دو فعالیت عضلات پهن خارجی (P<۰/۰۲۵)، دو سررانی (P<۰/۰۰۹) و درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۶)، در مرحله سه فعالیت عضله پهن خارجی (P<۰/۰۰۶) و در مرحله چهار فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۱۲)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۳) و عضله دو سر رانی (P<۰/۰۳۷) افزایش آماری معنی‌داری بین دو گروه مشاهده شد؛ اما بین عضلات دیگر تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت (جدول ۲).

در حرکت اسکات با بالا آوردن پاشنه، در مرحله یک فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۱۳)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۵) دو سررانی (P<۰/۰۰۴)، نعلی (P<۰/۰۱۲)، نازک نئی بلند (P<۰/۰۳۲)، درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۱)، در مرحله دو فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۱۷)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۱) و درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۷)، در مرحله سه فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۲۳)، پهن خارجی (P<۰/۰۱۵)، دو سررانی (P<۰/۰۰۱)، نعلی (P<۰/۰۲۲)، دوقلو داخلی (P<۰/۰۰۱)، نازک نئی بلند (P<۰/۰۰۵) و درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۱) و در مرحله چهار فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۰۱)، پهن خارجی (P<۰/۰۱۹)، دو سررانی (P<۰/۰۰۱)، نعلی (P<۰/۰۰۳)، دوقلو داخلی (P<۰/۰۲۵)، نازک نئی بلند (P<۰/۰۱۸) و درشت نئی قدامی (P<۰/۰۰۱) بین دو گروه

جدول ۱ : میانگین و انحراف معیار نتایج فعالیت الکتریکی براساس آزمون اسکات تک‌پا در ورزشکاران زن دارای بی ثباتی مچ پا (گروه مورد) و ورزشکاران زن بدون بی ثباتی مچ پا (گروه شاهد)

عضله	مرحله	میانگین و انحراف معیار		t	p-value
		گروه مورد	گروه شاهد		تی مستقل
دوقلو داخلی	۱	۰/۴۹۶±۰/۳۶۱	۰/۴۶۱±۰/۲۳۳	۰/۶۲۲	۰/۷۵۰
	۲	۰/۳۳۷±۰/۱۸۲	۰/۳۱۹±۰/۱۲۸	۰/۲۳۲	۰/۷۵۷
	۳	۰/۴۱۶±۰/۲۳۲	۰/۳۷۳±۰/۱۵۱	۰/۳۹۵	۰/۵۴۸
	۴	۰/۵۵۰±۰/۳۶۳	۰/۳۹۸±۰/۱۸۶	۲/۵۶۸	۰/۱۶۰
دوقلو خارجی	۱	۰/۷۳۶±۰/۵۱۷	۰/۷۲۸±۰/۳۷۴	۰/۹۹۱	۰/۹۶۱
	۲	۰/۶۹۵±۰/۲۷۴	۰/۶۶۴±۰/۲۲۱	۰/۹۸۹	۰/۷۳۲
	۳	۰/۸۱۰±۰/۴۹۴	۰/۷۶۸±۰/۳۲۱	۱/۲۶۴	۰/۷۸۳
	۴	۰/۷۶۶±۰/۵۲۶	۰/۶۹۴±۰/۴۲۴	۱/۲۵۹	۰/۶۸۴
درشت نئی قدامی	۱	۰/۵۶۳±۰/۲۴۳	۰/۴۰۳±۰/۱۶۱	۲/۳۵۰	۰/۰۴۴ *
	۲	۱/۱۲۶±۰/۴۶۵	۰/۶۷۸±۰/۲۶۶	۳/۷۴۳	۰/۰۰۳ *
	۳	۰/۷۸۹±۰/۵۲۲	۰/۶۰۸±۰/۳۱۱	۶/۱۹۸	۰/۲۶۰
	۴	۰/۴۹۱±۰/۲۴۰	۰/۳۶۷±۰/۳۵۱	۲/۰۶۸	۰/۲۷۱
نازک نئی بلند	۱	۰/۷۸۷±۰/۱۸۹	۰/۷۷۳±۰/۴۱۶	۴/۸۰۰	۰/۹۰۲
	۲	۰/۹۳۵±۰/۴۱۱	۰/۸۹۵±۰/۳۴۷	۱/۱۷۹	۰/۷۷۷
	۳	۰/۸۹۱±۰/۳۳۹	۰/۸۷۳±۰/۴۴۳	۰/۶۹۷	۰/۹۰۴
	۴	۰/۷۳۴±۰/۳۲۹	۰/۶۸۴±۰/۲۵۷	۱/۰۶۵	۰/۶۵۱
نعلی	۱	۰/۷۹۷±۰/۳۸۰	۰/۶۷۲±۰/۲۹۶	۰/۳۴۰	۰/۳۲۵
	۲	۰/۷۱۵±۰/۳۵۱	۰/۶۵۹±۰/۳۲۴	۰/۷۱۹	۰/۶۵۷
	۳	۰/۹۴۸±۰/۴۵۲	۰/۸۷۹±۰/۴۱۱	۰/۴۰۹	۰/۶۶۷
	۴	۱/۰۳±۰/۶۱۳	۰/۸۴۰±۰/۴۵۵	۰/۴۹۰	۰/۳۳۶
پهن داخلی	۱	۱/۵۸±۰/۵۲۹	۰/۹۲۱±۰/۳۳۸	۲/۶۲۵	۰/۰۰۱ *
	۲	۲/۷۷±۰/۸۸۲	۱/۶۹±۰/۶۴۷	۰/۸۶۷	۰/۰۰۱ *
	۳	۲/۹۰±۰/۵۸۵	۱/۹۶±۰/۶۷۵	۰/۳۰۶	۰/۰۰۱ *
	۴	۱/۴۰±۰/۳۴۲	۰/۹۰۸±۰/۳۵۰	۰/۰۰۸	۰/۰۰۱ *
پهن خارجی	۱	۱/۴۳±۰/۳۹۳	۰/۸۴۶±۰/۲۶۲	۱/۲۶۲	۰/۰۰۱ *
	۲	۲/۴۵±۰/۷۵۹	۱/۴۴±۰/۲۹۱	۱۲/۲۱۴	۰/۰۰۱ *
	۳	۲/۸۵±۰/۶۲۵	۱/۵۳±۰/۳۹۹	۵/۹۰۰	۰/۰۰۱ *
	۴	۱/۴۶±۰/۴۰۵	۰/۸۳۱±۰/۲۵۳	۱/۹۵۸	۰/۰۰۱ *
دوسر رانی	۱	۰/۴۰۲±۰/۱۲۶	۰/۲۲۹±۰/۱۰۲	۰/۸۴۱	۰/۰۰۱ *
	۲	۰/۵۶۶±۰/۱۳۶	۰/۳۷۲±۰/۱۵۱	۱/۸۰۹	۰/۰۰۱ *
	۳	۰/۷۲۰±۰/۱۷۸	۰/۴۶۰±۰/۱۷۴	۰/۰۰۹	۰/۰۰۱ *
	۴	۰/۵۳۸±۰/۱۵۴	۰/۲۸۴±۰/۱۱۹	۰/۱۰۷	۰/۰۰۱ *

P<۰/۰۵ *

دارای بی‌ثباتی و گروه سالم از لحاظ آماری افزایش معنی‌داری وجود داشت. در بقیه عضلات تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت (جدول ۳).

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، در حرکت اسکات تک‌پا افزایش آماری معنی‌دار در فعالیت عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی و درشت نئی قدامی گروه مورد در مقایسه با گروه شاهد یافت شد. همچنین در حرکت اسکات دوپا افزایش آماری معنی‌داری در فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی، نعلی و درشت نئی قدامی بین دو گروه مورد مطالعه مشاهده شد. با اینحال بیشترین تفاوت در فعالیت عضلات بین دو گروه در حرکت اسکات با بالا آوردن پاشنه مشاهده شد که در این حرکت غیر از بخش خارجی عضله دوقلو، بین تمامی عضلات دیگر تفاوت آماری معنی‌داری یافت شد.

نتایج مطالعه ما نشان‌دهنده فعالیت فعالیت الکتریکی بیشتر در عضلات پای افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا بود. به‌طوری‌که فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا افزایش معنی‌داری نشان دادند. طبق جستجوی نویسندگان تحقیقی که به بررسی تفاوت‌های عضلانی حین انواع اسکات در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا با افراد سالم پرداخته باشد؛ یافت نشد. با اینحال، در مطالعاتی که الگوهای حرکتی دیگر مانند راه رفتن، تعادل، پرش و فرود را ارزیابی کرده بودند؛ تفاوت‌های عضلانی بین افراد سالم و افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا گزارش شده است[۲۸-۳۰] که با یافته‌های مطالعه حاضر همسو است. Nanbancha و همکاران عملکرد عصبی عضلانی عضلات اطراف مچ پا در ورزشکاران مبتلابه بی‌ثباتی مچ پا با ورزشکاران سالم را مقایسه کردند و نتایج نشان داد که بی‌ثباتی مچ پا بر کنترل عصبی عضلانی عضلات نازک نئی بلند و درشت نئی قدامی اثرگذار است.[۲۸] در مطالعه مروری Jeon و همکاران در مورد فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی و نیروی واکنش زمینی در حین فرود افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا، نتایج نشان داد که فعالیت عضله نازک نئی افراد دارای بی‌ثباتی در فرود کمتر از افراد سالم است؛ ولی عضلات دوقلو، نعلی و درشت نئی قدامی فعال شده‌اند. همچنین عضله پهن داخلی در حرکت فرود افراد دارای بی‌ثباتی، فعال‌تر از افراد سالم است.[۲۹] در مطالعه مروری Labanca و همکاران فعالیت

جدول ۲ : میانگین و انحراف معیار نتایج فعالیت الکتریکی براساس آزمون اسکات دو پا در ورزشکاران زن دارای بی ثباتی مچ پا (گروه مورد) و ورزشکاران زن بدون بی ثباتی مچ پا (گروه شاهد)

عضله	مرحله	میانگین و انحراف معیار		t	p-value
		گروه مورد	گروه شاهد		تی مستقل
دوقلو داخلی	۱	۰/۱۶۲±۰/۰۸۴	۰/۱۲۱±۰/۰۵۶	۱/۵۸	۰/۱۳۰
	۲	۰/۱۴۹±۰/۱۱۹	۰/۱۵۰±۰/۱۰۴	۰/۱۷۴	۰/۹۹۰
	۳	۰/۱۵۶±۰/۰۹۲	۰/۱۳۸±۰/۰۷۹	۰/۰۷۴	۰/۵۷۷
	۴	۰/۱۵۵±۰/۰۷۲	۰/۱۳۷±۰/۰۷۰	۰/۷۰۲	۰/۵۱۹
دوقلو خارجی	۱	۰/۲۵۲±۰/۱۴۷	۰/۱۹۲±۰/۰۸۵	۱/۸۷	۰/۱۸۰
	۲	۰/۲۵۱±۰/۱۶۶	۰/۲۷۴±۰/۱۴۵	۰/۲۰۹	۰/۶۸۳
	۳	۰/۲۷۶±۰/۰۷۹	۰/۲۷۱±۰/۱۹۶	۶/۱۰	۰/۹۳۸
	۴	۰/۲۳۲±۰/۱۳۶	۰/۲۲۹±۰/۱۲۲	۰/۱۴۴	۰/۹۳۸
درشت نئی قدامی	۱	۰/۴۸۵±۰/۳۶۵	۰/۱۹۴±۰/۱۳۹	۱۵/۰۳	۰/۰۰۸ *
	۲	۰/۹۵۹±۰/۱۹۷	۰/۷۵۱±۰/۱۸۸	۰/۰۰۳	۰/۰۰۶ *
	۳	۰/۸۵۱±۰/۳۸۲	۰/۶۱۰±۰/۳۸۸	۰/۳۵۹	۰/۰۹۸
	۴	۰/۲۱۹±۰/۲۳۳	۰/۱۰۶±۰/۰۹۴	۳/۰۹	۰/۰۹۴
نازک نئی بلند	۱	۰/۳۱۷±۰/۱۴۸	۰/۲۳۸±۰/۱۴۵	۰/۴۴۴	۰/۱۵۷
	۲	۰/۴۷۲±۰/۱۶۹	۰/۷۵۱±۰/۱۹۶	۰/۶۶۸	۰/۰۵۳
	۳	۰/۴۵۵±۰/۲۲۷	۰/۳۷۵±۰/۱۳۹	۲/۵۹	۰/۲۵۶
	۴	۰/۲۴۸±۰/۱۵۱	۰/۱۶۱±۰/۰۷۲	۲/۴۶	۰/۰۵۵
نعلی	۱	۰/۲۳۳±۰/۰۹۱	۰/۱۴۴±۰/۰۷۶	۳/۳۲	۰/۰۰۷ *
	۲	۰/۲۵۳±۰/۱۳۰	۰/۲۷۳±۰/۱۲۳	۰/۰۰۶	۰/۶۷۲
	۳	۰/۲۵۱±۰/۰۹۴	۰/۲۳۲±۰/۱۳۵	۱/۴۷	۰/۶۶۶
	۴	۰/۲۴۸±۰/۱۱۱	۰/۲۲۵±۰/۱۱۳	۰/۲۵۱	۰/۵۷۹
پهن داخلی	۱	۱/۰۸۲±۰/۳۹۳	۰/۴۹۷±۰/۲۴۶	۲/۷۸	۰/۰۰۱ *
	۲	۱/۵۱±۰/۷۲۴	۱/۱۷±۰/۴۳۴	۳/۱۶	۰/۱۲۹
	۳	۱/۵۹±۰/۵۵۳	۱/۳۴±۰/۳۲۷	۹/۲۱	۰/۱۳۶
	۴	۰/۹۴۵±۰/۴۱۹	۰/۵۸۵±۰/۳۰۲	۲/۵۸	۰/۰۱۲ *
پهن خارجی	۱	۰/۸۷۳±۰/۴۶۳	۰/۴۴۰±۰/۱۵۳	۷/۷۱	۰/۰۰۲ *
	۲	۱/۴۵±۰/۷۷۳	۰/۹۵۱±۰/۳۰۷	۳/۶۵	۰/۰۲۵ *
	۳	۱/۳۶±۰/۴۵۶	۰/۹۷۵±۰/۲۲۲	۲۱/۴	۰/۰۰۶ *
	۴	۰/۸۸۴±۰/۳۶۰	۰/۵۱۲±۰/۲۴۷	۲/۳۵	۰/۰۰۳ *
دوسر رانی	۱	۰/۲۳۴±۰/۰۸۹	۰/۱۵۰±۰/۰۷۷	۰/۱۸۴	۰/۰۱۱ *
	۲	۰/۳۴۷±۰/۱۴۵	۰/۲۲۴±۰/۰۸۹	۲/۴۵	۰/۰۰۹ *
	۳	۰/۳۷۴±۰/۱۵۴	۰/۲۸۵±۰/۱۴۲	۰/۲۱۶	۰/۱۱۲
	۴	۰/۳۲۵±۰/۲۵۴	۰/۱۷۴±۰/۰۸۳	۳/۴۵۳	۰/۰۳۷ *

P<۰/۰۵ *

عضلات در حین انجام حرکات عملکردی در افراد مبتلابه بی‌ثباتی مزمن مچ بررسی و نتایج نشان داد که افراد مبتلابه بی‌ثباتی مچ پا در پاسخ به پیچ‌خوردگی ناگهانی، درحرکت با هر دو پا و همچنین تک‌پا و در فرود بر روی سطوح ناپایدار، فعال شدن با تأخیر نازک نئی بلند را نشان می‌دهند. همچنین در تعدادی از حرکات فعال شدن غیرطبیعی عضله درشت نئی قدامی را نشان داده‌اند.[۳۰]

افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا در مقایسه با افراد سالم دارای نقص‌های حسی – حرکتی مانند کاهش ثبات وضعیتی،[۳۱] کاهش قدرت عضلات پرونئال،[۳۲] ناتوانی در حفظ ثبات مفصلی و بی‌کفایتی در فعالیت‌های عضلانی،[۱و۲۰] تغییر در الگوی فعالیت الکتریکی عضلات و کینماتیک راه رفتن[۳۳] هستند. در مطالعه حاضر، در ناحیه مچ پا در همه حالات افزایش فعالیت عضله درشت نئی قدامی مشاهده شد. در زنجیره حرکتی باز، فعالیت بیشتر عضله درشت نئی قدامی می‌تواند ثبات مفصل را تغییر داده و منجر به اینورژن پا شود که هنگام برخورد به سطح اتکا در این حالت، می‌تواند موجب اسپرین مچ پا شود.[۲۱و۳۴] از سوی دیگر در فعالیت‌های زنجیره بسته مانند اسکات، کاهش ارتفاع قوس طولی داخل پا رخ می‌دهد و فعالیت اکسنتریک عضله درشت نئی قدامی می‌تواند از پرونیشن بیش‌ازحد جلوگیری کند. در نتیجه فعالیت بیشتر این عضله در گروه دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌تواند از حرکت اورژن پا جلوگیری کرده و ثبات مچ و پا را افزایش دهد.[۳۵] همچنین دلیل دیگری که احتمالاً می‌تواند افزایش درصد فعالیت الکتریکی عضلات را توضیح دهد؛ ضعف عضلانی است. عضلات ضعیف‌تر برای انجام کار مشابه نیاز به استفاده از درصد بیشتری از تارهای خود دارند و سیگنال الکترومایوگرافی نشانگر فعالیت الکتریکی عضلات است. ازاین‌رو احتمالاً دلیل افزایش فعالیت الکتریکی عضلات ساق افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا می‌تواند به دلیل کاهش قدرت ناشی از آسیب‌های عضلانی باشد که موجب ضعف این عضلات شده و اکنون برای اجرای فعالیت مشابه نیازمند استفاده درصد بیشتری از حداکثر نیروی خود هستند که در درصد فعالیت الکتریکی عضله مشاهده شد. در این راستا، کاهش قدرت عضلات پرونئال و افزایش درصد فعالیت الکتریکی این عضلات در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا طی راه رفتن گزارش شده است.[۱۸و۳۲و۳۴] همچنین در مطالعه حاضر علاوه بر عضلات ناحیه مچ پا، افزایش فعالیت عضلات ران نیز در افراد دارای

جدول ۳ : میانگین و انحراف معیار نتایج فعالیت الکتریکی براساس آزمون اسکات با بالا بردن پاشنه در ورزشکاران زن دارای بی ثباتی مچ پا (گروه مورد) و ورزشکاران زن بدون بی ثباتی مچ پا (گروه شاهد)

عضله	مرحله	میانگین و انحراف معیار		t	p-value
		گروه مورد	گروه شاهد		تی مستقل
دوقلو داخلی	۱	۰/۱۸۳±۰/۰۶۸	۰/۱۴۹±۰/۰۴۸	۲/۱۵	۰/۱۳۰
	۲	۰/۱۴۱±۰/۰۷۶	۰/۱۲۲±۰/۰۶۳	۰/۰۶۰	۰/۴۶۴
	۳	۰/۲۱۸±۰/۰۸۳	۰/۱۳۲±۰/۰۳۷	۱/۵۰	۰/۰۰۱ *
	۴	۰/۲۱۲±۰/۰۶۹	۰/۱۵۶±۰/۰۶۰	۰/۰۱۷	۰/۰۲۵ *
دوقلو خارجی	۱	۰/۲۸۶±۰/۱۱۹	۰/۳۲۵±۰/۱۸۲	۰/۰۵۳	۰/۴۹۹
	۲	۰/۲۷۰±۰/۱۷۴	۰/۳۸۷±۰/۲۲۸	۱/۳۰	۰/۱۲۷
	۳	۰/۳۲۹±۰/۰۷۹	۰/۲۵۳±۰/۱۲۴	۲/۶۳	۰/۰۵۸
	۴	۰/۳۳۰±۰/۱۴۸	۰/۲۷۳±۰/۱۲۴	۰/۰۲۳	۰/۲۶۵
درشت نئی قدامی	۱	۰/۳۰۳±۰/۰۷۴	۰/۱۳۰±۰/۰۸۳	۱/۱۳	۰/۰۰۱ *
	۲	۰/۶۷۵±۰/۳۸۹	۰/۳۴۰±۰/۲۲۳	۱/۰۸	۰/۰۰۷ *
	۳	۰/۵۶۷±۰/۱۵۵	۰/۳۴۳±۰/۱۸۹	۰/۲۱۲	۰/۰۰۱ *
	۴	۰/۲۱۹±۰/۰۸۴	۰/۰۹۸±۰/۰۶۲	۱/۱۴	۰/۰۰۱ *
نازک نئی بلند	۱	۰/۲۶۳±۰/۰۹۰	۰/۱۹۵±۰/۰۷۳	۱/۵۹	۰/۰۳۲ *
	۲	۰/۳۸۸±۰/۲۰۶	۰/۲۹۴±۰/۱۲۳	۵/۸۲	۰/۱۴۲
	۳	۰/۳۸۲±۰/۱۳۲	۰/۲۴۲±۰/۱۲۰	۱/۱۳	۰/۰۰۵ *
	۴	۰/۲۸۰±۰/۱۰۷	۰/۱۹۳±۰/۰۷۹	۰/۱۵۶	۰/۰۱۸ *
نعلی	۱	۰/۲۸۳±۰/۱۱۰	۰/۱۹۰±۰/۰۷۲	۲/۶۱	۰/۰۱۲ *
	۲	۰/۲۲۰±۰/۰۶۳	۰/۱۹۴±۰/۱۳۸	۳/۸۶	۰/۵۰۷
	۳	۰/۲۸۶±۰/۱۱۳	۰/۱۹۸±۰/۰۸۲	۱/۶۷	۰/۰۲۲ *
	۴	۰/۴۱۱±۰/۱۴۳	۰/۲۵۷±۰/۱۱۸	۰/۳۲۲	۰/۰۰۳ *
پهن داخلی	۱	۰/۸۱۹±۰/۳۹۰	۰/۵۲۳±۰/۳۷۰	۰/۸۵۸	۰/۰۱۳ *
	۲	۱/۷۳±۰/۶۹۵	۱/۱۹±۰/۴۶۷	۵/۸۰	۰/۰۱۷ *
	۳	۱/۸۵±۰/۸۶۹	۱/۲۶±۰/۳۵۲	۷/۵۵	۰/۰۲۳ *
	۴	۰//۸۸۲±۰/۳۱۲	۰/۵۴۷±۰/۱۵۵	۱۱/۵۶	۰/۰۰۱ *
پهن خارجی	۱	۰/۷۵۳±۰/۳۶۲	۰/۴۱۶±۰/۲۳۴	۲/۷۵	۰/۰۰۵ *
	۲	۱/۵۲±۰/۶۲۸	۰/۸۷۸±۰/۲۰۲	۱۶/۵	۰/۰۰۱ *
	۳	۱/۵۵±۰/۷۶۵	۰/۹۹۶±۰/۳۴۱	۶/۷۶	۰/۰۱۵ *
	۴	۰/۷۳۲±۰/۳۷۴	۰/۴۷۰±۰/۱۶۳	۶/۲۱	۰/۰۱۹ *
دوسر رانی	۱	۰/۲۷۳±۰/۱۷۰	۰/۱۲۹±۰/۰۵۷	۴/۹۶	۰/۰۰۴ *
	۲	۰/۳۲۵±۰/۱۸۵	۰/۲۱۸±۰/۰۹۷	۴/۱۶	۰/۰۵۸
	۳	۰/۴۱۸±۰/۰۷۷	۰/۲۹۹±۰/۱۰۵	۲/۹۸	۰/۰۰۱ *
	۴	۰/۳۴۶±۰/۱۱۶	۰/۱۵۴±۰/۰۴۵	۷/۸۸	۰/۰۰۱ *

P<۰/۰۵ *

بی‌ثباتی مزمن مچ پا مشاهده شد. آسیب یک مفصل فقط محدود به تغییر فعالیت ساختار همان مفصل نبوده و می‌تواند بر عملکرد مفاصل مجاور نیز اثر گذارد. همچنین آسیب یک مفصل نه‌تنها کنترل وضعیتی سمت آسیب‌دیده را تغییر می‌دهد؛ بلکه می‌تواند در سمت غیرآسیب‌دیده هم موجب بر هم خوردن کنترل وضعیتی شود.[۳۶] با توجه به بسته بودن زنجیره حرکتی اسکات در اندام تحتانی، احتمالاً کاهش ثبات مفصل مچ پا موجب افزایش فعالیت عضلات ران شده که علاوه بر تأمین نیروی موردنیاز حرکت، باید نقص در ثبات و تعادل را نیز با انقباض بیشتر جبران کنند.

نتایج مطالعه حاضر نشان‌دهنده تفاوت در میزان فعالیت عضلانی بین دو گروه در شرایط متفاوت بود. به‌طوری‌که بیشترین تفاوت بین دو گروه در اسکات با بالا آوردن پاشنه و کمترین اختلاف در اسکات دوپا مشاهده شد. در مطالعه McCurdy و همکاران فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی بین اسکات دو پا و اسکات تک‌پا اصلاح‌شده در ورزشکاران زن مقایسه شد و نتایج نشان داد که اسکات تک‌پا باعث فعالیت بیشتر عضلات دو سر رانی و سرینی میانی می‌شود. همچنین اسکات دو پا باعث افزایش فعالیت در عضله راست رانی می‌گردد.[۳۷] در مطالعه Lu و همکاران اثرات ارتفاع پاشنه بر سینماتیک، سینتیک و فعالیت عضلانی اندام تحتانی در حرکت اسکات ۲۰ شرکت‌کننده سالم (۱۰ مرد و ۱۰ زن) ارزیابی شد. نتایج نشان داد که با بالا آمدن پاشنه، زاویه دورسی فلکشن مچ پا شرکت‌کننده به‌طور معنی‌داری کاهش یافته و درصد کار مچ پا افزایش یافته است. علاوه بر این، افزایش قابل‌توجهی در فعال شدن عضلات پهن خارجی، عضله دوسر رانی و دوقلو و کاهش فعال شدن عضله درشت نئی قدامی مشاهده شد.[۱۹] در مطالعه Kim و همکاران اثر نوع اسکات بر فعالیت عضلات درشت نئی قدامی، درشت نئی خلفی و نازک نئی بلند بر ثبات مچ پا ارزیابی شد. نتایج نشان داد که فعالیت عضلانی درشت نئی قدامی و نازک نئی بلند درحرکت اسکات اسپلیت بلغاری به‌طور قابل‌توجهی بالاتر از اسکات لانژ است. با اینحال، فعالیت عضله درشت نئی خلفی هیچ تفاوت معنی‌داری بین شرایط اسکات نشان نداد.[۱۸] دلیل این اختلاف فعالیت عضلانی در حرکات عملکردی متفاوت بین افراد سالم و افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا را می‌توان به عوامل مختلفی نسبت داد. باوجود نقص ثبات وضعیتی و کاهش تعادل در افراد دارای بی‌ثباتی

مزمن مچ پا،[۱۸و۲۰و۲۱و۳۴] احتمالاً در اسکات تک‌پا افزایش میزان بار و تحمل وزن بدن با یک‌پا، همچنین کاهش سطح اتکا و تعادل، موجب افزایش فشار روی اندام شده و متعاقب آن عضلات ضعیف‌تر یا آسیب‌دیده مجبور به فعالیت بیشتر از عضلات سالم شده‌اند. همچنین در اسکات با بالا آوردن پاشنه، افزایش ارتفاع پاشنه با تغییر وضعیت مفصل مچ پا، موجب تغییر عملکرد عضلات گشته و عضلات سالم با نیروی کمتری خود را با این تغییرات انطباق داده‌اند. همچنین، احتمالاً تغییر وضعیت مفصل موجب کاهش ثبات مچ پا و تعادل شده و عضلات پای افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا مجبور به فعالیت بیشتری برای حفظ ثبات بوده‌اند. همانطور که در نتایج مطالعه ما نیز مشاهده می‌شود؛ در حالت بالا آوردن پاشنه تقریباً تمامی عضلات قسمت ساق افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا فعالیت بیش از افراد سالم داشتند که می‌تواند برای افزایش سختی و ثبات مفصل مچ پا باشد. در متون کلینیکی، هردوی ریشه و عواقب بی‌ثباتی مزمن مچ پا بایستی گزارش شوند. نقص‌های حسی - حرکتی در تحریک‌پذیری نورون حرکتی، واکنش‌های رفلکسی، قدرت عضلانی و حس عمقی[۳۸] می‌تواند مسؤول تغییرات در الگوهای عضلانی و حرکتی افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا باشد. بر این اساس، اهداف درمانی در توانبخشی کلینیکی این افراد بایستی مطابق حرکات و الگوهای فعالیت عضلانی اشتباه مچ و بازگردانی عملکرد حسی – حرکتی مناسب باشد. برنامه‌های توابخشی بر پایه آسیب شامل بازآموزی حرکات عملکردی یا برنامه‌های تمرینی ورزشی، بایستی نقص‌های عملکردی را هدف بگیرند که می‌توانند به‌صورت جداگانه یا همراه هم تجویز شوند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان‌دهنده افزایش سطح به‌کارگیری عضلات منتخب ساق و ران در حرکات اسکات در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا بود. همچنین تغییر در الگوی حرکتی با تغییر وضعیت مفاصل از حالت طبیعی، موجب افزایش تفاوت‌ها و نمایان‌تر شدن تفاوت کارکرد عضلات گردید. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده به‌نظر می‌رسد بی‌ثباتی مچ پا باعث کاهش ثبات و تغییر فعالیت عضلات ساق و ران می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه خانم فاطمه اکبری برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی ورزشی از دانشگاه شهرکرد بود. بدین‌وسیله از همه ورزشکارانی که داوطلب شرکت در این مطالعه شدند؛ تشکر می نماییم. بین نویسندگان تضاد منافعی وجود ندارد.

References

1. Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. J Athl Train. 2009 Jul-Aug;44(4):350-55. doi: 10.4085/1062-6050-44.4.350.

2. East MN, Blackburn JT, DiStefano LJ, Zinder SM, Norcross MF. Effects of Fibular Repositioning Tape on Ankle Kinematics and Muscle Activity. Athletic Training & Sports Health Care. 2010;2(3):113-22. doi: 10.3928/19425864-20100428-05.

3. Baumhauer JF, Nawoczenski DA, DiGiovanni BF, Flemister AS. Ankle pain and peroneal tendon pathology. Clin Sports Med. 2004 Jan;23(1):21-34. doi: 10.1016/S0278-5919(03)00088-7.

4. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. Sports Med. 2009;39(3):207-24. doi: 10.2165/00007256-200939030-00003.

5. Bagherian S, Rahnama N, Wikstrom EA, Clark MA. [Relationships between Functional Movement Assessments and Elements of Sensorimotor Function in Collegiate Athletes with Chronic Ankle Instability]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018;7(2):138-47. doi: 10.22037/jrm.2018.111034.1708. [Article in Persian]

6. Hanci E, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric Training Improves Ankle Evertor and Dorsiflexor Strength and Proprioception in Functionally Unstable Ankles. Am J Phys Med Rehabil. 2016 Jun;95(6):448-58. doi: 10.1097/PHM.0000000000000421.

7. Hoch MC, Staton GS, Medina McKeon JM, Mattacola CG, McKeon PO. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. J Sci Med Sport. 2012 Nov;15(6):574-79. doi: 10.1016/j.jsams.2012.02.009.

8. Safarzadeh M, Daneshjoo A, Hosseinpor A, Bamorovat F. [Relationship between Functional Movement Screen Whit Risk Factors and Its Ability to Predict Sport Injuries]. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2019;8(1):83-92. doi: 10.22038/jpsr.2019.27275.1713. [Article in Persian]

9. Rajabi R, Samadi H. [Corrective Exercises Laborator]. 6th ed. Tehran: Tehran University Publishing. 2021; pp: 161. [Persian]

10. Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Honegger F. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? Exp Brain Res. 2000 Feb;130(3):375-91. doi: 10.1007/s002219900259.

11. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? J Electromyogr Kinesiol. 2011 Feb;21(1):1-12. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.08.009.

12. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. Phys Ther Sport. 2013 Feb;14(1):17-22. doi: 10.1016/j.ptsp.2012.02.002.

13. Dejong AF, Koldenhoven RM, Hertel J. Proximal Adaptations in Chronic Ankle Instability: Systematic Review and Meta-analysis. Med Sci Sports Exerc. 2020 Jul;52(7):1563-75. doi: 10.1249/MSS.0000000000002282.

14. DeJong AF, Koldenhoven RM, Hart JM, Hertel J. Gluteus medius dysfunction in females with chronic ankle instability is consistent at different walking speeds. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2020 Mar;73:140-48. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.01.013.

15. McCann RS, Johnson K, Suttmiller AMB. Lumbopelvic Stability and Trunk Muscle Contractility of Individuals with Chronic Ankle Instability. Int J Sports Phys Ther. 2021 Jun;16(3):741-48. doi: 10.26603/001c.22132.

16. Gutierrez GM, Kaminski TW, Douex AT. Neuromuscular control and ankle instability. PM R. 2009 Apr;1(4):359-65. doi:

10.1016/j.pmrj.2009.01.013.

17. Mohammadi A, Shojaedin SS, Letafatkar A, Hadadnejad M. [Comparative Effects of Impacts and Stainabilities of NASM and Combined Exercises (Neuromuscular and Core Stability) on Functional Characteristics and Balance of Individuals with Unilateral Chronic Ankle Injury]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018;7(3):34-47. doi: 10.22037/jrm.2017.110665.1442. [Article in Persian]

18. Kim YW, Kim TH, Yang MN, Yon YS, Lee JH. Comparison of Activities of Tibialis Anterior, Peroneus Longus, and Tibialis Posterior Muscles according to Lunge Squats and Bulgarian Split Squats in a Healthy Population. J KEMA. 2017;1(1):26-30. doi: 10.29273/jkema.2017.1.1.26.

19. Lu Z, Li X, Xuan R, Song Y, Bíró I, Liang M, et al. Effect of Heel Lift Insoles on Lower Extremity Muscle Activation and Joint Work during Barbell Squats. Bioengineering (Basel). 2022 Jul;9(7):301. doi: 10.3390/bioengineering9070301.

20. Simpson JD, Stewart EM, Turner AJ, Macias DM, Wilson SJ, Chander H, et al. Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. Hum Mov Sci. 2019 Apr;64:133-41. doi: 10.1016/j.humov.2019.01.013.

21. Mendes PG, Pereira AA, Alves Abreu PH, Campos MR, Lins C, Felicio LR. Electromiographic activity during single leg jump in adolescent athletes with chronic ankle instability: A pilot study. J Bodyw Mov Ther. 2021 Oct;28:238-45. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.06.001.

22. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Sep;87(9):1235-41. doi: 10.1016/j.apmr.2006.05.022.

23. Gurav RS, Ganu SS, Panhale VP. Reliability of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) Scale Across Different Age Groups in Adults. N Am J Med Sci. 2014 Oct;6(10):516-18. doi: 10.4103/1947-2714.143283.

24. Mazaheri M, Salavati M, Negahban H, Sohani SM, Taghizadeh F, Feizi A, et al. Reliability and validity of the Persian version of Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) to measure functional limitations in patients with foot and ankle disorders. Osteoarthritis Cartilage. 2010 Jun;18(6):755-59. doi: 10.1016/j.joca.2010.03.006.

25. Carcia CR, Martin RL, Drouin JM. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. J Athl Train. 2008 Apr-Jun;43(2):179-83. doi: 10.4085/1062-6050-43.2.179.

26. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project, is a publication of the SENIAM project. Roessingh Research and Development Pylisher.

27. Bagherian S, Rahnama N, Wikstrom EA, Clark MA, Rostami F. Characterizing lower extremity movement scores before and after fatigue in collegiate athletes with chronic ankle instability. Int J Athl Ther Train. 2018;23(1):27-32. doi: 10.1123/ijatt.2017-0029.

28. Nanbancha A, Tretriluxana J, Limroongreungrat W, Sinsurin K. Decreased supraspinal control and neuromuscular function controlling the ankle joint in athletes with chronic ankle instability. Eur J Appl Physiol. 2019 Sep;119(9):2041-52. doi: 10.1007/s00421-019-04191-w.

29. Jeon HG, Lee SY, Park SE, Ha S. Ankle Instability Patients Exhibit Altered Muscle Activation of Lower Extremity and Ground Reaction Force during Landing: A Systematic Review and Meta-Analysis. J Sports Sci Med. 2021 Apr;20(2):373-90. doi: 10.52082/jssm.2021.373.

30. Labanca L, Mosca M, Ghislieri M, Agostini V, Knaflitz M, Benedetti MG. Muscle activations during functional tasks in individuals with chronic ankle instability: a systematic review of electromyographical studies. Gait Posture. 2021 Oct;90:340-73. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.09.182.

31. McCann RS, Crossett ID, Terada M, Kosik KB, Bolding BA, Gribble PA. Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. J Sci Med Sport. 2017 Nov;20(11):992-96. doi: 10.1016/j.jsams.2017.05.005.

32. Khalaj N, Vicenzino B, Heales LJ, Smith MD. Is chronic ankle instability associated with impaired muscle strength? Ankle, knee and hip muscle strength in individuals with chronic ankle instability: a systematic review with meta-analysis. Br J Sports Med. 2020 Jul;54(14):839-47. doi: 10.1136/bjsports-2018-100070.

33. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. Gait Posture. 2017 Feb;52:381-99. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.037.

34. Gottlieb U, Hoffman JR, Springer S. The Immediate Carryover Effects of Peroneal Functional Electrical Stimulation Differ between People with and without Chronic Ankle Instability. Sensors (Basel). 2022 Feb;22(4):1622. doi: 10.3390/s22041622.

35. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. J Orthop Sports Phys Ther. 1997 Aug;26(2):78-86. doi: 10.2519/jospt.1997.26.2.78.

36. Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O, Peers KK. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. Am J Sports Med. 2007 Feb;35(2):274-81. doi: 10.1177/0363546506294470.

37. McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. J Sport Rehabil. 2010 Feb;19(1):57-70. doi: 10.1123/jsr.19.1.57.

38. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. Clin Sports Med. 2008 Jul;27(3):353-70. doi: 10.1016/j.csm.2008.03.006.