Research in Sport Medicine and Technology, Volume 22 - Issue 28 / 2024

Kharazmi University

Research in Sport Medicine and Technology

Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

The Effect Of Eight Weeks Of Feedback Training Program On The Biomechanical Variables Of Athletes With Selected Motor Control Defects In Jump Landing Tasks

Mohadeseh Ashrafizadeh[1*] | Ali Asghar Norasteh[2]

1. PhD, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.
2. Professor, physiotherapy department, Faculty of Medicine, Guilan University of Medical Sciences.

corresponding author: **Mohadeseh Ashrafizadeh, ashrafizadeh.m1994@gmail.com**

ARTICLE INFO

Article type:
Research Article

Article history:
Received: 2023/08/30
Revised: 2024/02/21
Accepted: 2024/02/21

Keywords:
External Feedback, Electromyographic Muscle Activity, Motor Control Defect, Dynamic Knee Valgus

How to Cite:
Mohadeseh Ashrafizadeh, Ali Asghar Norasteh. **The Effect Of Eight Weeks Of Feedback Training Program On The Biomechanical Variables Of Athletes With Selected Motor Control Defects In Jump Landing Tasks**. *Research In Sport Medicine and Technology*, 2024: 22(28): 124-151.

Jumping motor tasks in people with motor control defects are probably associated with incomplete movement patterns, which can be related to non-collision injuries of the lower limbs. Therefore, the aim of the present study is to investigate the eight-week training program of feedback on the biomechanical variables of athletes with selected motor control defects in landing jump tasks.

The present study is a randomized clinical trial study before and after the intervention. 34 male recreational athletes with movement control defects were selected based on the study criteria and then randomly assigned to control and feedback groups. To analyze the data, two-way analysis of variance and Bonferroni statistical tests were used for each movement task at a significance level of $P < 0.05$.

The results of the study indicated an increase in the electrical activity of the VM and GM muscles in different phases of jumping in the feedback group. Also, the feedback group showed a decrease in knee valgus angle in the frontal plane ($P < 0.05$).

The results of the present study showed that feedback can be used to correct incomplete movement patterns in jump-landing tasks.

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/)

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

پژوهش در طب ورزشی و فناوری

شاپا چاپی: ۰۷۰۸-۲۲۵۲ شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد بر متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی منتخب در تکالیف پرش فرود

محدثه اشرفی‌زاده[1*] | علی‌اصغر نورسته[2]

۱. دکتری گروه آسیب‌های ورزشی و تمرینات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

۲. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان.

نویسنده مسئول: **محدثه اشرفی‌زاده** **ashrafizadeh.m1994@gmail.com**

اطلاعات مقاله:

نوع مقاله: علمی–پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۶/۸

ویرایش: ۱۴۰۲/۱۲/۲

پذیرش: ۱۴۰۲/۱۲/۲

واژه‌های کلیدی:

بازخورد خارجی، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، نقص کنترل حرکتی، ولگوس پویای زانو

ارجاع:

محدثه اشرفی‌زاده، علی‌اصغر نورسته. **تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد بر متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی منتخب در تکالیف پرش فرود.** *پژوهش در طب ورزشی و فناوری*. ۱۴۰۳: ۲۲(۲۸):۱۵۱-۱۲۴

چکیده

تکالیف حرکتی پرشی در افراد با نقص‌های کنترل حرکتی احتمالاً با الگوهای حرکتی ناقص همراه بوده که می‌تواند با آسیب‌های غیر برخوردی اندام تحتانی مرتبط باشد؛ بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد بر متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی منتخب در تکالیف پرش فرود است.

مطالعه حاضر یک مطالعه کارآزمایی بالینی تصادفی قبل و بعد از مداخله است. ۳۴ ورزشکار تفریحی مرد دارای نقص کنترل حرکتی بر اساس معیارهای مطالعه انتخاب شدند و سپس به طور تصادفی به گروه های کنترل و بازخورد اختصاص داده شدند. جهت تجزیه و تحلیل داده ها از آزمونهای آماری آنالیز واریانس دوطرفه و بونفرونی برای هر تکلیف حرکتی در سطح معناداری P < ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج مطالعه حاکی از افزایش فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس در فازهای مختلف پرش در گروه بازخورد بود. همچنین گروه بازخورد کاهش زاویه ولگوس زانو را در صفحه فرونتال نشان داد (P < ۰/۰۵).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد بازخورد می‌تواند با هدف اصلاح الگوهای حرکتی ناقص در تکالیف پرش–فرود مورد استفاده قرار گیرد.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

Extended Abstract

Introduction and purpose: Jumping motor tasks in people with motor control defects are probably associated with incomplete movement patterns, which can be related to non-collision injuries of the lower limbs. In relation to these people, it has been recommended that the design of exercise protocols should also be done with the aim of controlling and improving functional defects. Therefore, the aim of the present study is to investigate the eight-week training program of feedback on the biomechanical variables of athletes with selected motor control defects in landing jump tasks.

Materials and methods: The present study is a randomized clinical trial study before and after the intervention. 34 male recreational athletes with movement control defects (dynamic knee valgus and quadriceps dominance) were selected based on the study criteria and then randomly assigned to control groups with a ratio of 1:1 (age range, 28.10±4.70years; height, 171±5.49cm; mass, 76.83±5.81kg; and BMI, 22.12± 1.54kg/m²) and feedback group (age range, 29.80±3.61years; height, 173.80 ± 4.70cm; mass, 78.33±4.64kg; and BMI, 21.40±1.77 kg/m²).Electromyography data (vastus medialis, vastus lateralis, gluteus medius, Tensor fasciae latae and biceps femoris) and lower limb kinematics (knee valgus angle) were recorded while the participants performed the landing jump movement tasks (vertical jump, tuck and countermovement) in the two previous stages. From the protocol and after the protocol, they performed jumping exercises for two months. In addition, external feedback (first by using educational videos and then verbally while doing the task (place the knee in line with the toes, press the knee towards the wall (external source)) during the two months of the training program was presented to the feedback group. To analyze the data, two-way analysis of variance and Bonferroni statistical tests were used for each movement task at a significance level of $P < 0.05$.

Findings: The results of the study indicated an increase in the electrical activity of the VM and GM muscles and a decrease in the electrical activity of theVL, BF and TF muscles in different phases of jumping in the feedback group. As an example, In the eccentric phase of the vertical jump, Bonferroni's post hoc test showed a significant

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

improvement in the amount of electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 0.94, p = 0.001) and gluteus medius muscle (effect size = 1.16, p = 0.001) in the feedback group. Eccentric phase during vertical jump Also, a significant decrease in the amount of electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size=0.48, p=0.005) and tensor fascia lata (effect size=0.72, p=0.001) was observed. In the concentric phase of the vertical jump, Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant improvement in the electrical activity of the gluteus medius muscle (effect size = 1.19, p = 0.013). Also, a significant decrease in the electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size = 0.73, p = 0.001) and fascia lata tensor (effect size = 0.45, p = 0.008) was observed. In the maximum knee flexion phase of the vertical jump, Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant improvement in the electrical activity of the gluteus medius muscle (effect size = 1.48, p = 0.001). Also, a significant decrease in the amount of electrical activity of the biceps femoris muscle was observed (effect size = 0.74, p = 0.002) and In the landing moment phase of the vertical jump, Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant improvement in the amount of electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 1.45, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 1.08, p = 0.001). Also, there was a significant decrease in the amount of electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size=1.41, p=0.001), tensor fascialata (effect size=0.53, p=0.050) and biceps femoris (effect size=1.22, p=0.001) was observed.

In the eccentric phase of the tuck jump, Bonferroni's post hoc test showed a significant improvement in the electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 0.57, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 0.53, p = 0.002) in the ecentric phase. Also, a significant decrease in the electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size=1.13, p=0.002) and tensor fascia lata (effect size=0.31, p=0.002) was observed. In the concentric phase of the tuck jump, Bonferroni's post hoc test showed a significant improvement in the electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 0.48, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 1.48, p = 0.001). Also, a significant decrease in the amount of electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size=0.84, p=0.001) was observed. In the maximum knee flexion phase of the tuck jump,

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

Bonferroni's post hoc test showed a significant improvement in the electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 1.05, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 0.77, p = 0.001) Also, a significant decrease in the electrical activity of tensor fascia lata muscle was observed (effect size = 0.78, p = 0.001) and In the landing moment phase of the tuck jump, Bonferroni's post hoc test also showed that the feedback group had a significant improvement in the amount of electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 1.71, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 1.19, p = 0.001). There was also a significant decrease in the amount of electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size = 0.98, p = 0.034).

In the eccentric phase of the countermovement jump, Bonferroni's post hoc test showed a significant improvement in the electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 0.81, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 1.77, p = 0.001). Also, there was a significant decrease in the electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size = 0.61, p = 0.010), tensor fascia lata (effect size = 1.05, p = 0.001) and biceps femoris (effect size = 1.03). Effect size, p=0.001) was observed. In the concentric phase of the countermovement jump, Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant improvement in the electrical activity of the gluteus medius muscle (effect size = 0.91, p = 0.010). In the maximum knee flexion phase of the countermovement jump, Bonferroni's post hoc test also showed a significant improvement in the electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 1.12, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 0.59, p = 0.034) in the maximal phase. There was also a significant decrease in the amount of electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size = 1.11, p = 0.001). In the landing moment phase of the countermovement jump, Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group showed a significant improvement in the amount of electrical activity of the vestus medialis muscle (effect size = 1.39, p = 0.001) and gluteus medius (effect size = 1.03, p = 0.001). Also, there was a significant decrease in the electrical activity of the vestus lateralis muscle (effect size = 0.74, p = 0.018), tensor fascia lata (effect size = 1.71, p = 0.001) and biceps femoris (effect size = 1.69, p=0.001) was observed.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

Also, in the vertical jump, a significant difference in knee valgus angle was observed between the feedback group and the control group (p=0.001). Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant improvement in knee valgus angle value compared to its pre-test (effect size = 1.23, p = 0.001). In the tuck jump, a significant difference in knee valgus angle was observed between the feedback group and the control group (p=0.002). Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant decrease in knee valgus angle compared to its pre-test (effect size = 1.16, p = 0.001) and in the countermovement jump, there was a significant difference in the knee valgus angle between the feedback group and the control group. not observed Bonferroni's post hoc test showed that the feedback group had a significant decrease in knee valgus angle compared to its pre-test (effect size = 0.73, p = 0.001).

Conclusion: In the present study, the authors investigated the effect of an eight-week feedback training program in jump-landing tasks on the biomechanical variables of athletes with motor control defects. The results of the present study indicated that feedback during two months improved the biomechanical variables of the athletes. More precisely, feedback in all three jumps improved the electrical activity of the vestus medialis and gluteus medius muscles (especially in the centric and maximal knee flexion phases) and decreased the activity of the vestus lateralis, tensor fascial and biceps femoris muscles. Also, feedback decreased the amount of knee internal displacement or knee valgus angle in all three jumps equally. As a result, feedback can be used in practice programs and during functional tasks as a desirable and effective intervention on patterns of the movement to be used. However, for a general conclusion, more studies are needed in different groups and different sports levels, as well as more samples.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

مقدمه

آسیب‌های اندام تحتانی شایع‌ترین آسیب‌ها در میان یک جمعیت ورزشکار است. ٤٢ درصد این آسیب‌های اندام تحتانی در زانو اتفاق می‌افتد و زنان بیشتر در معرض شایع‌ترین آسیب‌های زانو یعنی سندروم درد کشککی رانی و پارگی رباط صلیبی قدامی هستند. الگوهای تغییر یافته مانند ولگوس پویای زانو در وظایف پرشی، اسکاتینگ و دویدن در این جمعیت دیده می‌شود که خطر آسیب را افزایش می‌دهد (۲-۱). آسیب رباط صلیبی قدامی چند عاملی است و عوامل آناتومیک، هورمونی، بیومکانیکی و عصبی عضلانی، را شامل می‌شود (۲). عوامل خطر آناتومیک ممکن است شامل کاهش اندازه شکاف بین کندیل فمور، کاهش تقعر پلتوی تیبیا داخلی و افزایش شیب تیبیا خلفی باشد (٤-۳). افزایش والگوس زانو و کاهش فلکشن ران و زانو در طول فعالیت‌های تحمل وزن از عوامل بیومکانیکی احتمالی مرتبط با آسیب‌های رباط صلیبی قدامی هستند (۵). ۸۵ درصد از این صدمات در موقعیت‌های غیرتماسی اتفاق می‌افتد، به‌ویژه مواردی که شامل مانورهای سایدکاتینگ، فرود و تعادل است. و این آسیب‌های غیرتماسی رباط صلیبی قدامی در درجه اول ناشی از کنترل ضعیف است، که مفصل زانوی ورزشکار را در موقعیت «در معرض خطر» قرار می‌دهد (۱). الگوهای حرکتی تغییر یافته که مفصل زانو را در موقعیت آسیب‌پذیر قرار می دهند، فرد را در معرض خطر بیشتری قرار می‌دهد که باعث می‌شود مفصل خارج از محدوده حرکتی طبیعی خود حرکت کند. به‌عنوان مثال، والگوس زانو اغلب مشاهده می‌شود و به‌عنوان یک الگوی حرکتی که به‌شدت با رباط صلیبی قدامی در ارتباط است بسیار مورد تحقیق قرار می‌گیرد (٦). راستای پویای غلط در حین فعالیت‌های فرود ، یا والگوس_کولاپس عملکردی، به‌عنوان یکی از سازوکارهای مرتبط با آسیب غیر برخورد رباط صلیبی قدامی توصیف شده است (۷). همچنین مطالعات نشان داده‌اند که که شروع تاخیری فعالیت عضلانی ممکن است با آسیب رباط صلیبی قدامی مرتبط باشد (۸). اگرچه بسیاری از عوامل را نمی‌توان تغییر داد، اما نشان داده شده است که عوامل خاصی مانند الگوهای کنترل عصبی عضلانی و بیومکانیکی، از طریق تمرین قابل تنظیم هستند (۲). از جمله عوامل خطر قابل اصلاح عبارتند از: کاهش فلکشن مفصل ران و زانو در فرود، عدم تقارن قدرت یا کنترل حرکتی بین پای غیر غالب و غالب، ثبات و قدرت کمری-لگنی پایین ، والگوس پویا و بارهای ابداکشن(۲،۸). برای کنترل بهتر عوامل خطر، باید علل بالقوه ایجاد یا مستعد وقوع آنها را شناخت. از طرفی یکی از وظایف اساسی در فعالیت‌های ورزشی پر خطر، مانور فرود است. تکنیک فرود و ارتفاع پرش ممکن است بر نیروی واکنش زمین و کینماتیک اندام تحتانی تأثیر بگذارد. بنابراین، مکانیک فرود نامطلوب با حرکت ناکافی در مفاصل ران و زانو نه تنها جذب شوک را کاهش نمی‌دهد، بلکه خطر آسیب اندام تحتانی را نیز افزایش می دهد (۹). فرود با ولگوس بیش از حد زانو و فلکشن بیش از اندازه ی زانو از شایع ترین تکنیک‌های فرود غلط هستند (۹،۱۰). از طرفی آزمون‌های غربالگری متعددی، برای ثبت پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با افزایش خطر آسیب ایجاد شده‌اند و همچنین می توانند سازگاری در الگوهای حرکتی را پس از برنامه‌های ورزشی پیشگیری از آسیب نشان دهند (۱۱). پرش‌های عمودی یا حرکات پرش-فرود از جملهٔ این آزمون‌ها هستند که به‌عنوان یک پیش‌بینی‌کننده عملکرد برای بسیاری از انواع ورزش ها که نیاز به سرعت و چابکی دارند از اهمیت بالایی برخوردار است (۱۲،۱۳). علاوه بر آزمون‌های

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

غربالگری به‌منظور شناسایی و ارزیابی الگوی حرکتی غلط، مداخلات متعددی به‌منظور بهبود الگوهای حرکتی نامطلوب و عوامل خطری که منجر به آسیب رباط صلیبی قدامی می‌شوند، شناسایی شده‌اند. از جمله این مداخلات بازخورد است. بازخورد یکی از مؤلفه‌های مهم برنامه‌های آموزشی عصبی عضلانی، است که مشخص شده است میزان آسیب رباط صلیبی قدامی را در مقایسه با عدم بازخورد کاهش می دهد(۱۷-۱٤). مطالعات زیادی بازخورد در کوتاه مدت را در بهبود الگوهای حرکتی مؤثر دانسته اند، به طور مثال آشلی در سال ۲۰۲۰ طی مطالعه‌ای بیان کرد که، رئال تایم بیوفیدبک بهبودهای فوری در کینماتیک نابجا اندام تحتانی افراد با ولگوس پویای زانو، ایجاد می کند. در این مطالعه از رئال تایم بیوفیدبک بصری استفاده شد که افراد را قادر می‌سازد تا حرکات خود را مشاهده کنند و تغییرات بیومکانیکی فوری ایجاد کنند. بنابراین، ممکن است روش‌های سنتی پس از پاسخ را که در آن بازخورد پس از تکمیل کار ارائه می‌شود، بهبود بخشد (۱۸). با این حال مطالعات اندکی به بررسی بلندمدت بازخورد و اثر آن بر فازهای مختلف پرشی پرداخته‌اند با اینکه بررسی و مقایسه اثر بازخورد در فعالیت‌های مختلف پرشی، هم در مرحلهٔغربالگری قبل از آسیب هم در مرحله ی فانکشنالی پس از آسیب می‌تواند برای مربیان کمک‌کننده باشد. بنابراین در این مطالعه اثر بلندمدت بازخورد هم بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات و هم بر میزان زاویه ولگوس زانو حین فازهای مختلف فعالیت‌های پرشی مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی است و جامعه آماری تحقیق حاضر را کلیه دانشجویان دانشگاه‌های تهران با نقص‌های کنترل حرکتی زانو که به‌صورت تفریحی ورزش می‌کنند تشکیل دادند. همچنین یک ورزشکار تفریحی به‌عنوان کسی که حداقل سه بار در هفته، حداقل ۳۰ دقیقه در فعالیت هوازی یا ورزشی شرکت کند تعریف می شود. جهت دسترسی به جامعه هدف اطلاع رسانی از طریق برد دانشگاه‌های تهران(به طور اختصاصی‌تر دانشگاه علامه طباطبایی) انجام شد. با استفاده از نرم‌افزار G*Power, Franz Faul University of Kiel, ،G.power (Germany) و با فرض Effect Size=0/3 ،α=0/08 و 1-β=0/95، ۳٤ نفر از دانشجویان مرد (۱۸-۲۸ سال) دانشگاه‌های تهران با نقص‌های کنترل حرکتی زانو (ولگوس پویا زانو و غلبه چهارسر ران) و با توجه به معیارهای ورود به تحقیق و روش نمونه‌گیری در دسترس، به‌صورت تصادفی و با نسبت ۱:۱ در دو گروه، بازخورد (n =۱۷) و کنترل (n =۱۷). همچنین قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه آگاهانه مورد تأیید دانشگاه توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد.

معیارهای ورود به تحقیق، داشتن شاخص تودهٔ بدنی طبیعی بین ۱۸ تا ۲٤، سن بین (۲۸-۱۸)، شرکت نکردن در برنامه‌های توان‌بخشی اندام تحتانی طی ٦ ماه گذشته، داشتن حداقل نیم ساعت فعالیت بدنی در هفته و داشتن نقص الگوی حرکتی (ولگوس پویای زانو، غلبه چهارسرران)، بود و معیارهای خروج از تحقیق شامل، اختلالات تعادلی ثانویه به اختلال وستیبولار یا نرولوژیکال که می‌تواند باعث از دست دادن تعادل شود، سابقه آسیب‌دیدگی عضلانی (عضلات مورد مطالعه) در دو ماه گذشته، سابقه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی، لگن، زانو و مچ در شش ماه گذشته، سابقه جراحی در

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

کمر و اندام تحتانی در یک سال گذشته و هر بیماری که تأثیر منفی بر عملکرد و ایمنی فرود پس از پرش، داشته باشد، بود.

اجرای پژوهش

تحقیق حاضر در مرکز کلینیک توان‌بخشی موفقیان زیر نظر دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. شرکت‌کنندگان توضیحاتی را دررابطه‌با فرایند اجرا و فواید تحقیق حاضر دریافت کرده و فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون توسط آنان به‌صورت داوطلبانه تکمیل شد. به‌طورکلی افراد به شکل تصادفی در دو گروه بازخورد خارجی و کنترل انتخاب شدند. به‌منظور تصادفی‌سازی به هر فرد یک عدد اختصاص داده شد سپس با استفاده از یک مولد اعداد تصادفی یا جداول اعداد تصادفی، افراد به‌صورت تصادفی برگزیده شدند. آزمودنی‌ها تکالیف حرکتی پرش فرود (۲۰،۲۱) (پرش تاک، پرش کانترموومنت و پرش عمودی) را با ٤ دقیقه استراحت بین تکالیف حرکتی به‌صورت تصادفی، قبل از اعمال مداخله و پس از هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد (۱۹) (جدول یک) انجام دادند، لازم به ذکر است گروه کنترل برنامه تمرینی هشت‌هفته‌ای را بدون هیچ بازخوردی دریافت کردند. پس از فرایند الکترودگذاری ابتدا فیلم‌های آموزشی به آزمودنی‌ها نشان داده می‌شد و سپس حین انجام تکلیف به‌صورت کلامی بازخورد ارائه می‌شد. الگوی هر پرش سه بار و با ۲۰ ثانیه استراحت بین هر تکرار انجام شد و در نهایت میانگین سه تکرار برای هر پرش در نظر گرفته شد. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تکالیف حرکتی، جهت گرم‌کردن، ۵ دقیقه بدون مقاومت با سرعت دلخواه بر روی دوچرخه ثابت رکاب زدند. آزمون‌ها در دو مرحله انجام شد، یکبار قبل از اعمال مداخله و مرحلهٔ بعدی دو ماه بعد از اعمال مداخله. به طور هم‌زمان برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات (در چهار فاز اکسنتریک، کانستریک، حداکثر فلکشن زان و لحظه فرود) از دستگاه الکترومایوگرافی و برای اندازه‌گیری زاویه ولگوس زانو از دستگاه آنالیز حرکت استفاده شد.

بازخورد

به‌عنوان مداخله از بازخورد خارجی ترکیبی (به‌صورت بصری و کلامی) در طول هشت هفته برنامه تمرینی پرشی استفاده شد. به‌منظور بازخورد بصری ابتدا فیلم‌های آموزشی جهت اصلاح راستای نامناسب به افراد نشان داده شد سپس بازخورد کلامی (زانو را در راستای انگشتان پا قرار دهید، زانو را به سمت دیوار (منبع خارجی) فشار دهید)، اعمال شد.

الکترومایوگرافی

تمام فرایند تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرافی با استفاده از نرم‌افزار مطلب (Natick, Mathworks USA, version7.12.0)، انجام شد. ابتدا داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی وایرلس

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

برند میون (۱۶ کاناله، ساخت کشور سوئیس) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت و ذخیره، سپس نویز داده‌ها با پهنای باند ۱۰ تا ٤٥٠ هرتز فیلتر شد. داده‌های ثبت شده با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور جهت تعیین میزان فعالیت امواج تجزیه‌وتحلیل گردید. به‌منظور نرمال‌سازی داده‌ها، فعالیت هر عضله بر اساس درصدی از بیشترین ریشه میانگین مجذور سیگنال در طول فعالیت طبیعی و بیان شد. در مطالعه حاضر میانگین فعالیت عضلات مورد مطالعه حین تکالیف پرش- فرود (پرش تاک، پرش عمودی و پرش کانترموومنت) در چهار فاز اکسنتریک، کانستریک، حداکثر فلکشن زانو و فاز لحظه فرود محاسبه شد. مرحله اکسنتریک، از شروع فلکشن زانو تا بیش‌ترین میزان فلکشن زانو، و مرحله کانسنتریک از بیش‌ترین میزان فلکشن زانو تا بیش‌ترین میزان اکستنشن زانو در نظر گرفته شد. از الکترودهای سطحی نقره-کلراید یک‌بار مصرف مدل RG-F ساخت شرکت اسکین تکت کشور اتریش استفاده شد. در مرحله الکترودگذاری، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریبا ۲/۵ سانتی‌متر بود که در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر بر اساس پروتکل SENIAM قرار گرفت(٢٤-٢٢).

کینماتیک اندام تحتانی

برای جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی، از یک سیستم آنالیز حرکت سه‌بعدی ده دوربینی (Vicon MX System؛ Oxford Metrics، Oxford، UK) با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز، استفاده شد. به‌منظور اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی داخلی زانو، کالیبراسیون سیستم و قبل از انجام آزمون ۱۸ مارکر بازتابنده آنااتومیکی با قطر ۱۵ میلی‌متر در هر دو پا به روش پلاگین گیت بر روی سر متاتارسال دوم، قوزک خارجی، پشت پاشنه پا، قسمت میانی خارجی ساق پا، کندیل خارجی زانو، تروکانتر بزرگ، قسمت میانی خارجی فمور، خار خاصره ای قدامی فوقانی و خارخاصره ای خلفی فوقانی و دو مارکر اضافی بر روی مراکز کشکک ها(در مجموع ۲۰ مارکر) برای هر فرد نصب شد.

اجرای برنامه تمرینی دو ماهه

در هفته‌های (۳-۱) تمرینات بر روی تکنیک‌های اساسی مانند اسکات، لانچ و پرش از پهلو به پهلو متمرکز بود. در هفته‌های (٦-٤)، تمرینات اساسی مانند پرش تاک، پرش اسکات، پرش یک پا و پرش روی زمین ناپایدار انجام شد. پس از آن، در مرحله عملکردی (۸-۷)، تمرین‌های سخت‌تر مانند حداکثر پرش و حرکات برشی و دویدن به افراد داده شد. برنامه تمرینی به‌صورت سه جلسه درهفته به مدت۱۰ دقیقه، با یک دقیقه استراحت بین تکرارها، انجام شد (۱۹). ضمن اینکه گروه مداخله برنامه تمرینی دو ماهه را با بازخورد خارجی دریافت کردند.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

برنامه تمرینی دوماهه

هفته (۸–۷)		هفته (٦–٤)		هفته (۳–۱)		
۳: عملکرد		۲: فاندمنتال		۱:تکنیک		
تکرار یا مدت‌زمان مکث	تمرین	تکرار یا مدت‌زمان مکث	تمرین	تکرار یا مدت‌زمان مکث	تمرین	هفته
٦ ت	ایکس هاپ	۱۵ ت	ثبات مرکزی	۱۰ ت	کوکانترکشن	۱
۸ ت	هاپ–هاپ–هلد	۱۰ ت	پلویک برایدج	۱۰ ت	وال اسکات	
۳۰ ث	پرش روی تشک	۱۰ ث	تاک جامپ	۸ ت	لترال جامپ و هلد	
۸ ت	تک پا ۹۰ درجه	۱۰ ت	اسکات جامپ	۱۰ ت	لانج روبه جلو	
۱۰ ت	ماکسیمم اسکات جامپ	۸ ت	جامپ، سینگل لگ هلد	۸ ت	استپ–هلد	
۸ ت	کراس اور هاپ	۱۰ ت	پلویک برایدج تک پا	۱۰ ت	کوکانترکشن	
۳ ت	سینگل لگ فور وی هاپ					۲
۸ ت	سینگل لگ ۹۰ درجه با توپ					
۵ ت	استپ، جامپ آپ، داون، ورتیکال جامپ	۱۰ ت	پرون برایدج	۸ ت	اسکات	
۱۰ ت			هیپ اکستنشن–شولدر فلکشن	۱۰ ت	استپ–هلد	
٤ ت	سینگل لگ فور وی هاپ با توپ	۱۰ ت	ساید تو ساید تاک جامپ	۸ ت	واکینگ لانج	
۱۰ ت	سینگل لگ ۱۸۰ درجه	۸ ت	لترال هاپ تک پا	۱۰ ت	لترال جامپ و اسکات	
۱۰ ت	جامپ، جامپ، جامپ، ورتیکال جامپ	۸ ت	هاپ–هلد	۸ ت	هلد	
٤۰ ث	جامپ روی تشک	۱۰ ت	پلویک برایدج تک پا	۱۰ ت	لترال جامپ و هلد	
۸ ت	رانینگ، پرش روی یک پا، پرش	۱۰ ت	پرون برایدج		تاک جامپ تک پا، فرود آرام	۳
۱۰ ت	سینگل لگ ۱۸۰ درجه					
۱۵ ت	جامپ، جامپ، جامپ، ورتیکال جامپ					
۱۰ ت	رانینگ، پرش روی یک پا، پرش					
۱۰ ت	لی آپ	۱۰ ت	ساید تو ساید تاک جامپ	۱۰ ث		
۱۰ ت	پرش عمودی	۱۰ ث	لترال هاپ	۱۰ ت		
		۸ ت	تو لگ ۹۰ درجه	۱۰ ت	لانج جامپ	
		۱۰ ت	سینگل لگ پلویک برایدج	۱۰ ث	لترال جامپ	
		۱۰ ت	پرون برایدج ران باز، شانه مخالف خم	۸ ت	اسکات جامپ	
		۱۰ ث	لترال هاپ با توپ	۱۰ ت	لترال جامپ	
		۵ ت	لترال هاپ تک پا	۸ ت	تاک جامپ دوپا	
		۸ ت	تک پا ۹۰ درجه		جامپ گسترده	
					سیزر جامپ	

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

نتایج

بررسی ویژگی‌های دموگرافیکی نشان داد که در میانگین و انحراف معیار قد، وزن، سن، شاخص توده بدنی افراد بین دو گروه از نظر آماری تفاوت معناداری وجود ندارد (p>۰/۰۵). نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد که توزیع داده‌ها در متغیرهای اندازه‌گیری نرمال است و همچنین از آزمون لون برای همگنی واریانس استفاده شد (جدول ۱). برای تعیین تفاوت‌های بین‌گروهی (گروه بازخوردی و گروه کنترل) و زمان (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) از آزمون آماری آنوای (ANOVA) ۲×۲ با اندازه‌گیری مکرر و سپس مقایسه از طریق آزمون تعقیبی (بونفرونی) انجام شد. عامل درون‌گروهی به‌عنوان اثر اصلی زمان و عامل بین‌گروهی به‌عنوان اثر اصلی گروه در نظر گرفته شد. همچنین، ۹۵ درصد فاصله اطمینان (CI95%) بر اساس اختلاف میانگین گروه تعدیل شده محاسبه شد و مقادیر اندازه اثر دی کوهن، ۰/۸، ۰/۵ و ۰/۲ به‌عنوان اندازه اثر "بزرگ"، "متوسط" و "کوچک" در نظر گرفته شد.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌های موردمطالعه (انحراف استاندارد± میانگین)

متغیر	گروه کنترل (n=۱۷)	گروه بازخوردی (n=۱۷)	p-value
سن (سال)	۲۸/۱۰±٤/۷۰	۲۹/۸۰±۳/٦۱	۰/٦۷۲
وزن (کیلوگرم)	۷٦/۸۳±٥/۸۱	۷۸/۳۳±٤/٦٤	۰/٥٦۲
قد (سانتی‌متر)	۱۷۱±٥/٤۹	۱۷۳/۸۰±٤/۷۰	۰/۷۳۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۲/۱۲±۱/٥٤	۲۱/٤۰±۱/۷۷	۰/٦۰۰

آزمون آماری one-way anova، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

ارزیابی پرش عمودی

در فاز اکسنتریک پرش عمودی، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس، لترالیس و تنسور فاشیا لاتا مشاهده نشد؛ ولی در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس اختلاف معناداری یافت شد (p=۰/۰۰۱). همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۰/۹٤= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) و عضله گلوتئوس مدیوس (۱/۱٦= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز استریک حین پرش عمودی داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/٤۸= اندازه اثر، p=۰/۰۰٥) و تنسور فاشیا لاتا (۰/۷۲= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد.

در فاز کانسنتریک، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس، لترالیس و تنسور فاشیالاتا مشاهده نشد؛ ولی در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس اختلاف معناداری یافت شد (p=۰/۰۰۱). همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (۱/۱۹= اندازه اثر، p=۰/۰۱۳) داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/۷۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) و تنسور فاشیا لاتا (۰/٤٥= اندازه اثر، p=۰/۰۰۸) در فاز کانسنتریک حین پرش عمودی مشاهده شد.

در فاز حداکثر فلکشن زانو، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس، لترالیس و تنسور فاشیالاتا مشاهده نشد؛ ولی در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (p=۰/۰٤٤) اختلاف معناداری یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (۱/٤٨= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله بایسپس فموریس (۰/۷٤= اندازه اثر، p=۰/۰۰۲) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (p=۰/۰۰۳)، وستوس لترالیس (p=۰/۰٤۹)، گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (p=۰/۰۰۱) اختلاف معناداری یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۱/٤٥= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۱/۰۸= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز لحظه فرود حین پرش عمودی داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۱/٤۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱)، تنسور فاشیالاتا (۰/٥۳= اندازه اثر، p=۰/۰٥۰) و بایسپس فموریس (۱/۲۲= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز لحظه فرود حین پرش عمودی مشاهده شد (جدول ۲).

ارزیابی پرش تاک

در فاز اکسنتریک پرش تاک، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (p=۰/۰۱٤) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۰/٥۷= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۰/٥۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۲) در فاز استریک حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۱/۱۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۲) و تنسور فاشیا لاتا (۰/۳۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۲) مشاهده شد.

در فاز کانسنتریک، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۰/٤٨= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۱/٤٨= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز کانسنتریک حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/۸٤= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

در فاز حداکثر فلکشن زانو، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۱/۰۵= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۰/۷۷= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز حداکثر فلکشن زانو حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله تنسور فاشیا لاتا (۰/۷۸= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱) و وستوس مدیالیس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۱/۷۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۱/۱۹= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز لحظه فرود حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/۹۸= اندازه اثر، p=۰/۰۳٤) مشاهده شد (جدول ۳).

ارزیابی پرش کانترموومنت

در فاز اکسنتریک پرش کانترموومنت، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (p=۰/۰۰۸)، گلوتئوس مدیوس (p=۰/۰۰۱)، تنسور فاشیا لاتا (p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۰/۸۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۱/۷۷= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز استریک حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/٦۱= اندازه اثر، p=۰/۰۱۰) و تنسور فاشیا لاتا (۱/۰۵= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (۱/۰۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد.

در فاز کانسنتریک، آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس مدیوس (۰/۹۱= اندازه اثر، p=۰/۰۱۰) داشته است.

در فاز حداکثر فلکشن زانو، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۱/۱۲= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) گلوتئوس مدیوس (۰/۵۹= اندازه اثر، p=۰/۰۳٤) در فاز حداکثر فلکشن زانو حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۱/۱۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (p=۰/۰۰۱)، تنسور فاشیا لاتا (p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (p=۰/۰۰۱) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس (۱/۳۹= اندازه اثر،

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

(p=۰/۰۰۱) و گلوتئوس مدیوس (۱/۰۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) در فاز لحظه فرود حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس (۰/۷٤= اندازه اثر، p=۰/۰۱۸)، تنسور فاشیا لاتا (۱/۷۱= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) و بایسپس فموریس (۱/٦۹= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) مشاهده شد (جدول ٤).

ارزیابی زاویه ولگوس زانو طی سه پرش (عمودی، تاک و کانترموومنت)

در پرش عمودی، اختلاف معناداری در زاویه ولگوس زانو بین گروه بازخوردی و کنترل مشاهده شد (p=۰/۰۰۱). آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار زاویه ولگوس زانو نسبت به پیش‌آزمون خود داشته است (۱/۲۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱). در پرش تاک، اختلاف معناداری در زاویه ولگوس زانو بین گروه بازخوردی و کنترل مشاهده شد (p=۰/۰۰۲). آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی کاهش معناداری در زاویه ولگوس زانو نسبت به پیش‌آزمون خود داشته است (۱/۱٦= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) و در پرش کانترموومنت، اختلاف معناداری در زاویه ولگوس زانو بین گروه بازخوردی و کنترل مشاهده نشد. آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی کاهش معناداری در زاویه ولگوس زانو نسبت به پیش‌آزمون خود داشته است (۰/۷۳= اندازه اثر، p=۰/۰۰۱) (جدول ۵).

جدول ۲. نتایج تغییرات مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف پرش عمودی (انحراف استاندارد± میانگین)

فاز	متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اندازه اثر † (CI 95%)	p-value		
						اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
اکستریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	٤۳/۱۰±۹۳/۰۵	٤۵/۹±۵۸/۲۸	۰/۰٦ (-۰/۹۸ تا ۰/۷٤)	F=۳۷/۷٦۱ P=۰/۰۰۱*	F=۰/۸۰۷ P=۰/۳۷٦	F=۱٦/۷۰۰ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	٤۳/۸±٤٤/۲۰	۵۱/۹±٦٦/٤۵¥	۰/۹٤£ (۰/۲۳تا ۱/٦٤)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	٤۹/۱۷±۱۷/۸۵	۵۰/۱٤±۳٤/۰٦	۰/۰۲ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۰)	F=٤/۰٦۹ P=۰/۰۵۰*	F=۰/۳۲۷ P=۰/۵۷۲	F=۵/۰۷۷ P=۰/۰۳۱*
		بازخورد	۵۱/۱۸±٦٤/۹۸	٤۲/۱۸±۲۷/۳۱¥	۰/٤۸ (-۱/۱٦ تا ۰/۱۹)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۳۵/۱۹±۳۲/۷۰	۳۵/۱۹±۵۲/۳۰	۰/۰۰ (-۰/۸٤ تا ۰/۸۱)	F=۱۱/۳۸۲ P=۰/۰۰۲*	F=۰/۵۰٤ P=۰/٤۸۳	F=۱۲/۳۲۱ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۳٦/۱۷±۰۳/٤۵	۲۵/۱۳±۸۷/۸۰¥	۰/۷۲ (-۱/٤۲ تا۰/۰۳)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۵/۷±۷۳/۷۷	۲۵/۱۲±۵۲/۵۰	۰/۰۳ (-۰/۷۷ تا ۰/۸۹)	F=۸/۳۸۸ P=۰/۰۰۷*	F=۵/۷۱۵ P=۰/۰۲۳*	F=۸/٤۱۰ P=۰/۰۰۷*
		بازخورد	۲٦/۹±۱٤/۰۱	۳۹/۱۳±٤٤/٤۰¥,a	۱/۱٦£ (۰/٤۳ تا ۱/۸۹)			

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۲/۱۰±۶۶/۱۵	۳۲/۱۲±۸۹/۹۳	۰/۰۲ (-۰/۷۶ تا ۰/۹۱)	F=۲/۲۴۴ P=۰/۱۴۴	F=۰/۵۰۴ P=۰/۴۸۳	F=۰/۹۳۲ P=۰/۳۴۲
		بازخورد	۳۲/۸±۱۸/۸۲	۲۷/۱۰±۱۸/۰۳¥	۰/۵۳ (-۱/۲۱ تا ۰/۱۵)			
کانسنتریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۳۵/۱۱±۵۸/۶۶	۳۴/۱۲±۶۷/۶۹	۰/۰۲ (-۰/۷۸ تا ۰/۵۸)	F=۱/۳۱۸ P=۰/۲۶۰	F=۰/۵۰۴ P=۰/۴۸۳	F=۲/۸۴۵ P=۰/۱۰۱
		بازخورد	۳۵/۹±۹۵/۶۹	۴۲/۱۲±۵۵/۶۹	۰/۵۳ (-۰/۱۵ تا ۱/۲۱)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۸/۱۹±۰۱/۵۴	۳۹/۱۵±۱۵/۷۳	۰/۰۴ (-۰/۷۵ تا ۰/۶۶)	F=۶/۸۶۷ P=۰/۰۱۳*	F=۰/۴۴۰ P=۰/۵۱۲	F=۷/۹۲۸ P=۰/۰۰۸*
		بازخورد	۴۱/۱۶±۳۸/۴۰	۳۰/۱۴±۲۷/۵۷¥	۰/۷۳ (-۱/۱۴ تا ۰/۶۱)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۸/۱۳±۷۰/۹۲	۲۹/۱۳±۷۵/۳۹	۰/۰۰ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۶)	F=۲/۲۹۸ P=۰/۱۳۹	F=۰/۰۹۳ P=۰/۷۶۲	F=۶/۱۶۸ P=۰/۰۱۳*
		بازخورد	۳۰/۱۲±۱۲/۲۷	۲۵/۱۰±۷۸/۵۰¥	۰/۴۵ (-۱/۱۳ تا ۰/۲۲)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۹/۵±۹۲/۱۹	۳۰/۱۱±۶۸/۷۱	۰/۰۹ (-۰/۹۳ تا ۰/۷۳)	F=۹/۸۷۸ P=۰/۰۰۴*	F=۳/۹۰۲ P=۰/۰۵۷	F=۷/۵۴۵ P=۰/۰۱۰*
		بازخورد	۲۹/۷±۷۵/۶۲	۴۰/۱۱±۹۹/۲۰¥,a	۱/۱۹ £ (۰/۴۶ تا ۱/۹۲)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۵/۵±۲۹/۹۵	۳۵/۱۱±۰۷/۰۲	۰/۰۰ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۳)	F=۰/۸۵۶ P=۰/۳۶۲	F=۰/۰۵۵ P=۰/۸۱۶	F=۰/۶۰۸ P=۰/۴۴۱
		بازخورد	۳۵/۶±۸۹/۱۶	۳۳/۸±۳۷/۲۰¥	۰/۸۸ £ (-۱/۱۴ تا ۰/۶۱)			
	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۲۶/۷±۰۲/۰۰	۲۷/۱۰±۰۹/۱۴	۰/۰۹ (-۰/۹۳ تا ۰/۷۳)	F=۱/۲۱۶ P=۰/۲۷۸	F=۰/۰۲۳ P=۰/۸۸۰	F=۰/۲۶۲ P=۰/۶۱۳
		بازخورد	۲۵/۱۰±۴۳/۹۶	۲۸/۱۱±۴۸/۰۵	۰/۲۷ (-۰/۴۰ تا ۰/۹۵)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۲۸/۷±۶۷/۶۹	۲۸/۶±۹۵/۴۵	۰/۰۲ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۶)	F=۱/۶۴۸ P=۰/۲۰۸	F=۱/۴۶۳ P=۰/۲۳۵	F=۲/۳۰۷ P=۰/۱۳۹
		بازخورد	۲۷/۷±۶۳/۷۲	۲۴/۸±۳۴/۴۶	۰/۳۹ (-۱/۰۷ تا ۰/۲۸)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۳/۴±۴۲/۸۴	۲۲/۸±۶۲/۸۰	۰/۰۲ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۷)	F=۲/۸۳۸ P=۰/۱۰۲	F=۰/۰۹۳ P=۰/۷۶۲	F=۱/۰۶۸ P=۰/۳۵۴
		بازخورد	۲۴/۴±۶۱/۴۴	۲۱/۶±۲۷/۲۰	۰/۵۴ (-۱/۱۴ تا ۰/۶۱)			
	گلوتئوس	کنترل	۲۱/۴±۲۶/۳۷	۲۱/۷±۷۴/۱۹	۰/۰۳	F=۲۰/۸۰۵	F=۸/۲۰۰	F=۱۸/۲۷۱

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

حداکثر فلکشن زانو	مدیوس (%max)				(۰/۹٤ تا ۰/۷۵-)	P=۰/۰۰۱*	P=۰/۰۰۷*	P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۲۱/٦±۰۹/۹۵	۳۳/۹±۵۰/٤٤ ¥,a	۱/٤۸ £ (۲/۲٤ تا ۰/۷۲)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۰/۷±۸٦/۷٦	۳۰/۱۲±٦۱/۱۱	۰/۰٤ (۰/۹۲ تا ۰/۸۰-)	F=٦/۳۰۱ P=۰/۰۱۷*	F=۱/۲۲٦ P=۰/۲۷٦	F=۵/۵٦۹ P=۰/۰۲۵*
		بازخورد	۳۱/۱۳±۱۸/۱۱	۲۳/۸±۱۳/۳٦ ¥	۰/۷٤ (۱/٤۳ تا ۰/۰٤-)			
لحظه فرود	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۲۱/۷±۲۳/٦٦	۲۰/۱۲±۹۸/۰۱	۰/۰٦ (۰/۹۲ تا ۰/۷۰-)	F=۱٤/٦۵۸ P=۰/۰۰۱*	F=٤/٦۸٦ P=۰/۰۳۸*	F=۱٦/۰۰۱ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۲۱/۵±۳٤/۷٤	۳۲/۹±٤۵/۱۵ ¥,a	۱/٤۵ £ (۲/۲۷ تا ۰/۷۹)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۲٤/٤±۹۷/۹۱	۲٤/۸±۱۵/۸۰	۰/۰۲ (۰/۸۸ تا ۰/۸۱-)	F=۱۰/۹۵۹ P=۰/۰۰۲*	F=۱/۳۵٦ P=۰/۲۵۹	F=۷/۰٦۱ P=۰/۰۱۲*
		بازخورد	۲٦/٤±۱٤/٤۲	۱۸/٦±۸۰/۲۰ ¥,a	۱/٤۱ £ (۲/۱٦ تا ۰/٦٦-)			
	تنسور فاشیلاتا (%max)	کنترل	۱٦/۵±۱٦/۱۳	۱۷/۷±۹۲/۱۷	۰/۰٦ (۰/۹۰ تا ۰/۷۷-)	F=۰/٦۳۱ P=۰/٤۳۷	F=۰/۳۱۱ P=۰/۵۸۱	F=٤/۳۷۰ P=۰/۰٤۵*
		بازخورد	۱۷/۸±۲٤/۳۰	۱۳/۷±۹٦/۳۹ ¥	۰/۵۳ (۱/۲۱ تا ۰/۱۵-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۱۵/۵±۸۰/۵۸	۱۵/٦±۱۰/٤۵	۰/۰۱ (۰/۸۰ تا ۰/۸۲-)	F=۱۹/٤۹۸ P=۰/۰۰۱*	F=٤/۵۳٦ P=۰/۰٤۱*	F=۲۸/۸٤٤ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱٦/۷±۲۲/۳۵	۲۳/۵±۳٤/٦۱ ¥,a	۱/۰۸ £ (۱/۱٤ تا ۰/٦۱-)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۲۲/٤±۱٤/٦۵	۲۲/٤±۱۳/٤٤	۰/۰۰ (۰/۸٤ تا ۰/۸۳-)	F=۱۰/۵۷۲ P=۰/۰۰۳*	F=۵/٦۲۷ P=۰/۰۲٤*	F=۱۱/۲٦۸ P=۰/۰۰۲*
		بازخورد	۲۱/۷±۹۷/۰۱	۱۵/٤±۲۱/۰۷ ¥,a	۱/۲۲ £ (۱/۹٦ تا ۰/٤۹-)			

نتایج به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار (P <۰/۰۵)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش‌آزمون به پس‌آزمون؛ †، اندازه اثر (٪۹۵ فاصله اطمینان)؛ £، اندازه اثر بزرگ دی کوهن (۰/۸)؛ نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی: a = تفاوت معنادار بین گروه بازخوردی و گروه کنترل

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

جدول ۳. نتایج تغییرات مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف پرش تاک (انحراف استاندارد± میانگین)

فاز	متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اندازه اثر (CI 95%) †	p-value		
						اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
اکستریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۳۲/۸±۲۴/۴۱	۳۲/۹±۱۴/۱۳	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۴)	F=۶/۱۱۹ P=۰/۰۲۱*	F=۰/۶۵۲ P=۰/۴۲۱	F=۵/۸۴۷ P=۰/۰۳۸*
		بازخورد	۳۳/۷±۵۶/۸۹	۳۸/۸±۱۶/۲۸¥	۰/۵۷ (-۱/۱۱ تا ۱/۲۵)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۶/۷±۲۳/۷۷	۳۷/۱۲±۲۲/۵۰	۰/۰۴ (-۰/۶۹ تا ۰/۹۳)	F=۴/۷۷۷ P=۰/۰۳۶*	F=۲/۵۱۵ P=۰/۱۲۳	F=۷/۰۹۵ P=۰/۰۱۲*
		بازخورد	۳۷/۸±۶۴/۹۳	۲۷/۸±۵۹/۷۸¥,a	۱/۱۳ (-۱/۸۵ تا -۰/۴۱)			
	تنسور فشیالاتا (%max)	کنترل	۳۱/۹±۹۳/۶۹	۳۱/۸±۴۴/۲۰	۰/۰۱ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۵)	F=۱۱/۵۱۹ P=۰/۰۰۲*	F=۰/۲۴۶ P=۰/۶۲۳	F=۱/۷۳۴ P=۰/۱۹۷
		بازخورد	۳۰/۹±۲۶/۹۶	۲۷/۹±۶۶/۵۰¥	۰/۳۱ (-۰/۹۹ تا ۰/۳۶)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۷/۱۱±۹۱/۱۸	۲۸/۹±۴۳/۲۹	۰/۰۰ (-۰/۸۴ تا ۰/۸۹)	F=۶/۸۵۲ P=۰/۰۱۳*	F=۰/۶۵۱ P=۰/۴۲۶	F=۵/۱۹۱ P=۰/۰۳۰*
		بازخورد	۲۷/۱۲±۸۵/۰۴	۳۴/۱۴±۷۹/۰۱¥	۰/۵۳ (-۰/۱۵ تا -۱/۲۱)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۰/۷±۱۶/۷۷	۳۱/۷±۴۳/۱۳	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۶)	F=۰/۱۵۷ P=۰/۶۹۵	F=۰/۷۸۳ P=۰/۳۸۳	F=۱/۹۵۷ P=۰/۱۷۱
		بازخورد	۲۹/۹±۷۵/۱۳	۲۷/۷±۴۸/۸۹	۰/۲۶ (-۰/۶۱ تا ۱/۱۴)			
کانسنتریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۳۵/۱۲±۵۵/۳۴	۳۶/۱۳±۳۲/۰۲	۰/۰۳ (-۰/۸۴ تا ۰/۷۹)	F=۱۲/۶۲۰ P=۰/۰۰۱*	F=۰/۷۳۱ P=۰/۳۹۹	F=۷/۴۹۸ P=۰/۰۰۹*
		بازخورد	۳۶/۱۱±۵۴/۸۹	۴۲/۱۲±۴۳/۴۰¥	۰/۴۸ (-۰/۱۹ تا ۱/۱۶)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۷/۱۰±۴۷/۶۲	۳۸/۱۱±۴۳/۳۵	۰/۰۵ (-۰/۸۳ تا ۰/۹۲)	F=۸/۹۶۵ P=۰/۰۰۱*	F=۲/۶۷۸ P=۰/۱۱۴	F=۶/۴۶۹ P=۰/۰۱۱*
		بازخورد	۳۸/۹±۲۸/۲۶	۳۱/۷±۳۹/۶۸¥	۰/۸۴£ (-۰/۱۴ تا -۱/۵۴)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۶/۶±۴۵/۷۹	۲۷/۷±۳۰/۶۵	۰/۰۲ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۵)	F=۲/۹۵۸ P=۰/۱۲۲	F=۰/۱۸۶ P=۰/۶۱۵	F=۱/۱۴۶ P=۰/۳۰۴
		بازخورد	۲۵/۶±۴۹/۱۲	۲۴/۴±۶۹/۲۸	۰/۱۹ (-۰/۸۷ تا ۰/۶۱)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۶/۵±۴۱/۸۵	۲۶/۶±۶۷/۸۴	۰/۰۱ (-۰/۸۳ تا ۰/۸۵)	F=۱۸/۰۰۷ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۷۲۰ P=۰/۰۲۹*	F=۱۰/۶۲۵ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۲۷/۵±۳۵/۴۰	۳۸/۸±۱۲/۷۳¥,a	۱/۴۸£ (۰/۷۲ تا ۲/۴۳)			

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۰/۷±۱۶/۷۷	۳۱/۷±۴۳/۱۳	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۳)	F=۰/۱۵۷ P=۰/۶۹۵	F=۰/۷۸۳ P=۰/۳۸۳	F=۱/۹۵۷ P=۰/۱۷۱
		بازخورد	۲۹/۹±۷۵/۱۳	۲۷/۷±۴۸/۸۹	۰/۲۶ (-۰/۴۰ تا ۰/۹۴)			
حداکثر فلکشن زانو	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۲۹/۶±۱۱/۱۶	۳۰/۷±۲۷/۱۰	۰/۰۳ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۴)	F=۹/۵۵۱ P=۰/۰۰۱*	F=۱/۶۲۷ P=۰/۲۶۸	F=۶/۱۶۹ P=۰/۰۱۸*
		بازخورد	۲۹/۶±۳۴/۷۱	۳۷/۸±۱۹/۳۵¥	۱/۰۵£ (۰/۶۱ تا ۱/۱۴-)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۱/۹±۰۸/۷۴	۳۲/۱۰±۲۲/۳۶	۰/۰۶ (-۰/۷۹ تا ۰/۸۸)	F=۳/۹۵۸ P=۰/۰۸۹	F=۰/۱۰۱ P=۰/۷۵۹	F=۲/۵۴۶ P=۰/۲۴۹
		بازخورد	۳۰/۸±۱۹/۲۴	۲۷/۷±۰۹/۸۲	۰/۳۹ (۰/۲۸ تا ۱/۰۷-)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۴/۵±۸۷/۱۶	۲۴/۶±۱۹/۵۵	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۷)	F=۵/۱۶۴ P=۰/۰۳۸*	F=۱/۱۲۶ P=۰/۲۱۴	F=۳/۱۰۵ P=۰/۰۹۶
		بازخورد	۲۳/۵±۶۲/۹۸	۱۹/۴±۴۶/۱۱¥	۰/۷۸ (-۱/۴۸تا -۰/۰۸)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۸/۸±۶۲/۲۸	۳۰/۷±۱۲/۶۶	۰/۰۶ (-۰/۷۴ تا ۰/۹۰)	F=۸/۲۹۴ P=۰/۰۰۱*	F=۴/۵۶۳ P=۰/۰۸۹	F=۶/۴۶۳ P=۰/۰۰۹*
		بازخورد	۲۸/۹±۷۹/۳۳	۳۶/۱۰±۴۱/۲۲¥	۰/۷۷ (۱/۴۷ تا ۰/۰۸)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۳/۱۰±۵۶/۹۵	۳۳/۹±۶۳/۴۵	۰/۰۰ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۲)	F=۶/۲۲۲ P=۰/۰۱۹*	F=۱/۲۲۶ P=۰/۲۷۶	F=۵/۱۵۲ P=۰/۰۳۱*
		بازخورد	۳۲/۱۱±۱۱/۵۰	۲۵/۸±۴۴/۳۹	۰/۶۵ (۰/۶۱ تا ۱/۱۴-)			
لحظه فرود	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۱۹/۴±۳۲/۴۸	۲۰/۵±۲۶/۳۶	۰/۰۵ (-۰/۷۹ تا ۰/۸۷)	F=۱۷/۶۶۳ P=۰/۰۰۱*	F=۶/۶۷۹ P=۰/۰۱۲*	F=۱۲/۴۵۸ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱۹/۴±۱۵/۶۹	۲۸/۵±۱۹/۷۷¥,a	۱/۷۱£ (۲/۵۰ تا ۰/۹۳)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۲۲/۳±۲۰/۸۵	۲۳/۴±۱۶/۵۶	۰/۰۲ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۴)	F=۸/۱۸۹ P=۰/۰۰۱*	F=۲/۴۱۰ P=۰/۱۰۰	F=۵/۸۸۹ P=۰/۰۳۸*
		بازخورد	۲۳/۴±۷۱/۳۱	۱۹/۳±۸۹/۴۴¥	۰/۹۸£ (-۰/۲۶ تا -۱/۶۹)			
	تنسورفاشیالاتا(%max)	کنترل	۱۴/۲±۲۲/۴۳	۱۵/۳±۱۱/۰۱	۰/۰۰ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۶)	F=۳/۸۶۴ P=۰/۰۹۷	F=۱/۳۵۵ P=۰/۲۴۴	F=۲/۶۱۰ P=۰/۱۳۸
		بازخورد	۱۴/۲±۸۴/۹۰	۱۲/۲±۸۴/۲۲	۰/۴۱ (۰/۶۱ تا ۱/۱۴-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۱۳/۲±۱۱/۶۶	۱۴/۲±۳۰/۷۴	۰/۰۹ (-۰/۶۶ تا ۰/۹۵)	F=۱۳/۷۰۲ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۱۲۲ P=۰/۰۶۶	F=۷/۱۲۸ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱۳/۳±۶۶/۴۲	۱۸/۴±۶۲/۷۷¥,a	۱/۱۹£ (۱/۹۲ تا ۰/۴۶)			
	بایسپس	کنترل	۲۳/۵±۲۸/۱۳	۲۳/۵±۸۱/۵۸	۰/۰۰	F=۴/۸۶۴	F=۱/۰۰۸	F=۲/۷۷۸

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

	فموریس (%max)				(۰/۸۳- تا ۰/۸۳)	P=۰/۰۶٤	P=۰/۳۹۱	P=۰/۱۰۱
		بازخورد	۲۲/٤±۵۵/٦۷	۱۹/٤±٦۹/٤۰	۰/۵۳ (۰/۰۵ تا ۱/۳۱-)			

نتایج به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار (P <۰/۰۵)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش‌آزمون به پس‌آزمون؛ †، اندازه اثر (٪۹۵ فاصله اطمینان)؛ £، اندازه اثر بزرگ دی کوهن (۰/۸)؛ نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی: a = تفاوت معنادار بین گروه بازخوردی و گروه کنترل

جدول ۴. نتایج تغییرات مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف پرش کانترموومنت (انحراف استاندارد± میانگین)

فاز	متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اندازه اثر † ($CI_{95\%}$)	p-value		
						اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
اکسنتریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۴۶/۱۳±۳۵/۷۷	۴۶/۱۲±۳۴/۱۴	۰/۰۱ (۰/۸۳- تا ۰/۸۱)	F=۳۸/۴۸۱ P=۰/۰۰۱*	F=۱/۶۲۸ P=۰/۲۴۱	F=۱۸/۳۴۵ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۴۵/۱۲±۸۸/۵۴	۵۷/۱۴±۲۱/۶۶¥,a	۰/۸۱ £ (۰/۲۲ تا ۱/۵۴-)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۵۳/۱۴±۵۲/۱۷	۵۳/۱۴±۷۱/۵۶	۰/۰۰ (۰/۸۳ تا ۰/۸۳-)	F=۷/۱۹۵ P=۰/۰۲۲*	F=۰/۹۸۸ P=۰/۳۰۳	F=۵/۱۴۸ P=۰/۰۳۴*
		بازخورد	۵۴/۱۶±۷۷/۲۲	۴۵/۱۳±۶۱/۵۵¥	۰/۶۱ (۰/۰۷ تا ۱/۳۰-)			
	تسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۳۸/۱۱±۰۹/۲۲	۳۸/۱۲±۱۱/۵۵	۰/۰۱ (۰/۸۵ تا ۰/۸۱-)	F=۱۹/۲۹۷ P=۰/۰۰۱*	F=۲/۶۱۶ P=۰/۰۹۹	F=۱۱/۵۳۷ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۳۹/۱۲±۶۸/۳۳	۲۸/۸±۳۹/۷۷¥,a	۱/۰۵ £ (۰/۳۳- تا ۱/۷۷-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۷/۶±۹۱/۳۲	۲۸/۸±۶۴/۴۸	۰/۰۷ (۰/۹۰ تا ۰/۷۶-)	F=۲۰/۵۲۸ P=۰/۰۰۱*	F=۶/۹۲۱ P=۰/۰۱۲*	F=۱۲/۶۲۹ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۲۷/۸±۳۵/۱۳	۴۳/۱۰±۷۱/۲۴¥,a	۱/۷۷ £ (۲/۵۶ تا ۰/۹۷)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۹/۹±۲۳/۴۰	۴۰/۱۱±۶۶/۰۱	۰/۰۲ (۰/۸۹ تا ۰/۷۸-)	F=۷/۲۶۲ P=۰/۰۰۵*	F=۴/۳۲۷ P=۰/۰۶۲	F=۵/۹۴۴ P=۰/۰۱۸*
کانسنتریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۳۴/۸±۴۲/۶۹	۳۵/۸±۲۰/۱۱	۰/۰۲ (۰/۸۴ تا ۰/۸۲-)	F=۴/۸۶۵ P=۰/۰۸۸	F=۰/۱۱۲ P=۰/۷۰۶	F=۱/۱۱۲ P=۰/۴۰۲
		بازخورد	۳۵/۷±۸۰/۲۲	۳۸/۸±۱۴/۷۳	۰/۲۷ (۰/۹۴ تا ۰/۴۰-)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۸/۸±۱۹/۲۵	۳۷/۱۰±۵۲/۶۳	۰/۰۵ (۰/۹۰ تا ۰/۷۵-)	F=۴/۲۲۴ P=۰/۰۹۶	F=۰/۰۹۹ P=۰/۸۱۳	F=۱/۰۰۳ P=۰/۵۰۲
		بازخورد	۳۸/۸±۸۴/۳۳	۳۵/۷±۵۴/۰۲	۰/۴۲ (۰/۲۵ تا ۱/۱۰-)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۸/۴±۴۰/۵۸	۲۸/۵±۱۵/۳۴	۰/۰۱ (۰/۸۵ تا ۰/۸۲-)	F=۳/۲۴۵ P=۰/۱۷۴	F=۰/۲۱۵ P=۰/۵۱۳	F=۲/۳۲۹ P=۰/۳۲۸
		بازخورد	۲۷/۵±۸۴/۰۸	۲۵/۵±۷۱/۶۰	۰/۴۰ (۰/۲۷ تا ۱/۰۸-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۵/۶±۲۰/۶۷	۲۶/۴±۵۲/۹۵	۰/۰۴ (۰/۸۸ تا ۰/۷۹-)	F=۷/۳۸۱ P=۰/۰۰۳*	F=۳/۶۰۱ P=۰/۱۱۸	F=۵/۱۹۵ P=۰/۰۳۵*
		بازخورد	۲۵/۶±۴۳/۶۶	۳۱/۷±۹۱/۵۲¥	۰/۹۱ £ (۱/۶۱ تا ۰/۲۰-)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۰/۶±۰۴/۷۴	۳۰/۵±۲۲/۶۶	۰/۰۱ (۰/۸۴ تا ۰/۸۰-)	F=۱/۲۶۵ P=۰/۳۰۷	F=۰/۸۸۱ P=۰/۶۴۵	F=۰/۹۸۸ P=۰/۴۱۱
		بازخورد	۳۱/۶±۸۲/۵۰	۲۸/۶±۹۴/۳۳	۰/۴۰ (۰/۲۲ تا ۰/۵۵-)			
	وستوس	کنترل	۳۱/۷±۴۵/۸۸	۳۱/۸±۵۹/۰۲	۰/۰۱	F=۲۲/۴۷۸	F=۶/۰۸۴	F=۱۰/۲۸۴

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

حداکثر فلکشن زانو	مدیالیس (%max)					P=۰/۰۰۱*	P=۰/۰۲۲*	P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۳۲/۸±۸۵/۲۲	۴۳/۱۰±۵۵/۶۳¥,a	۱/۱۲ £ (۱/۸۵ تا ۰/۴۰)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۳/۵±۴۷/۱۱	۳۴/۶±۵۸/۱۵	۰/۰۵ (۰/۸۹ تا ۰/۷۷-)	F=۶/۵۶۹ P=۰/۰۱۱*	F=۲/۳۸۴ P=۰/۲۱۲	F=۵/۴۶۹ P=۰/۰۴۳*
		بازخورد	۳۴/۶±۷۹/۰۸	۲۸/۵±۴۴/۳۰¥	۱/۱۱ £ (۱/۸۳ تا ۰/۳۹-)			
	تنسورفاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۶/۵±۱۱/۶۱	۲۵/۶±۱۹/۲۸	۰/۰۲ (۰/۹۱ تا ۰/۷۸-)	F=۴/۹۶۴ P=۰/۰۹۵	F=۱/۱۵۸ P=۰/۲۶۶	F=۳/۴۲۰ P=۰/۱۱۶
		بازخورد	۲۶/۵±۳۱/۴۴	۲۳/۴±۸۵/۵۳	۰/۴۹ (۰/۱۹ تا ۱/۱۷-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۳۰/۹±۴۹/۶۶	۳۱/۱۰±۰۷/۴۹	۰/۰۲ (۰/۸۸ تا ۰/۸۲-)	F=۵/۴۸۳ P=۰/۰۲۹*	F=۲/۰۸۱ P=۰/۱۰۲	F=۴/۶۰۱ P=۰/۰۷۴
		بازخورد	۳۱/۱۱±۵۵/۲۴	۳۸/۱۲±۶۰/۵۲¥	۰/۵۹ (۱/۲۷ تا ۰/۰۹-)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۵/۸±۸۴/۶۱	۳۴/۱۰±۲۴/۱۱	۰/۰۱ (۰/۸۱ تا ۰/۸۵-)	F=۳/۷۵۱ P=۰/۱۲۹	F=۰/۹۱۶ P=۰/۴۱۲	F=۲/۶۲۸ P=۰/۲۱۰
		بازخورد	۳۴/۹±۴۹/۳۹	۳۰/۷±۶۸/۳۱	۰/۴۵ (۰/۲۲ تا ۱/۱۳-)			
لحظه فرود	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۲۱/۳±۱۵/۸۲	۲۱/۴±۸۸/۰۱	۰/۰۱ (۰/۸۴ تا ۰/۸۲-)	F=۱۴/۳۴۰ P=۰/۰۰۱*	F=۴/۸۲۱ P=۰/۰۶۳	F=۸/۴۶۶ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۲۰/۳±۶۷/۲۲	۲۶/۴±۱۹/۵۶¥,a	۱/۳۹ £ (۲/۱۴ تا ۰/۶۴)			
	وستوس لترلیس (%max)	کنترل	۲۲/۳±۳۴/۶۰	۲۲/۳±۲۶/۴۸	۰/۰۱ (۰/۸۲ تا ۰/۸۵-)	F=۶/۱۸۹ P=۰/۰۱۶*	F=۱/۹۵۵ P=۰/۱۹۶	F=۵/۴۱۸ P=۰/۰۴۶*
		بازخورد	۲۲/۴±۰۵/۴۷	۱۹/۳±۱۱/۵۲¥	۰/۷۴ (۱/۴۴ تا ۰-۰/۰۵-)			
	تنسورفاشیالاتا (%max)	کنترل	۱۶/۲±۶۷/۷۹	۱۵/۲±۷۲/۲۴	۰/۰۷ (۰/۷۳ تا ۰/۹۴-)	F=۱۴/۶۱۷ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۴۲۰ P=۰/۰۲۶*	F=۹/۴۲۰ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱۶/۳±۴۶/۵۶	۱۰/۲±۹۱/۸۸ ¥,a	۱/۷۱ £ (۰/۹۲- تا ۲/۵۰-)			
	گلوتئوس مدیوس (%max)	کنترل	۱۴/۴±۷۶/۲۱	۱۳/۳±۸۴/۵۲	۰/۰۴ (۰/۷۸ تا ۰/۸۸-)	F=۷/۶۸۴ P=۰/۰۰۱*	F=۲/۶۲۷ P=۰/۲۳۹	F=۵/۴۹۷ P=۰/۰۴۰*
		بازخورد	۱۴/۳±۲۰/۹۴	۱۸/۴±۴۸/۳۰¥	۱/۰۳ £ (۱/۷۵ تا ۰/۳۲)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۲۰/۴±۵۷/۶۶	۱۹/۵±۷۴/۰۲	۰/۰۵ (۰/۸۸ تا ۰/۷۸-)	F=۱۶/۱۴۰ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۳۴۰ P=۰/۰۳۲*	F=۸/۰۰۱ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱۹/۴±۶۳/۱۳	۱۴/۲±۰۷/۱۳¥,a	۱/۶۹ £ (۰/۹۰- تا ۲/۴۷-)			

نتایج به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار (P <۰/۰۵)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش‌آزمون به پس‌آزمون؛ †، اندازه اثر (٪۹۵ فاصله اطمینان)؛ £، اندازه اثر بزرگ دی کوهن (۰/۸)؛ نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی: a = تفاوت معنادار بین گروه بازخوردی و گروه کنترل

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

جدول ۵. نتایج تغییرات میزان زاویه ولگوس زانوی ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف حرکتی پرشی (انحراف استاندارد± میانگین)

تکالیف حرکتی	متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اندازه اثر † (CI 95%)	p-value		
						اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
پرش عمودی	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۲/۳±۶۷/۵۹	۱۲/۲±۳۲/۸۵	۰/۰۹ (۰/۵۶- تا ۰/۷۸)	F=۳۲/۸۱۷ P=۰/۰۰۱*	F=۶/۸۳۵ P=۰/۰۱۴*	F=۲۳/۷۰۳ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۱۱/۳±۸۳/۴۲	۷/۳±۴۷/۶۳¥,a	۱/۲۳ £ (۰/۵۰- تا ۱/۹۷-)			
پرش تاک	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۳/۳±۵۹/۸۲	۱۳/۳±۴۴/۵۵	۰/۰۴ (۰/۶۳- تا ۰/۷۱)	F=۱۸/۱۰۱ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۲۱۳ P=۰/۰۲۹*	F=۱۰/۱۵۸ P=۰/۰۰۳*
		بازخورد	۱۲/۳±۸۸/۶۶	۸/۴±۰۶/۵۴¥,a	۱/۱۶ £ (۰/۴۴- تا ۱/۸۹-)			
پرش کانترموومنت	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۱/۳±۴۱/۵۰	۱۱/۳±۶۰/۴۳	۰/۰۵ (۰/۷۲- تا ۰/۶۱)	F=۹/۹۹۷ P=۰/۰۰۳*	F=۰/۴۱۶ P=۰/۵۲۴	F=۱۰/۲۶۰ P=۰/۰۰۳*
		بازخورد	۱۲/۳±۳۷/۷۰	۸/۵±۹۶/۴۱¥	۰/۷۳ (۰/۰۴- تا ۱/۴۳-)			

نتایج به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار (P <۰/۰۵)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش‌آزمون به پس‌آزمون؛ †، اندازه اثر (٪۹۵ فاصله اطمینان)؛ £، اندازه اثر بزرگ دی کوهن (۰/۸)؛ نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی: a = تفاوت معنادار بین گروه بازخوردی و گروه کنترل

بحث و نتیجه‌گیری

به‌طورکلی نتایج مطالعه حاضر بر اساس آزمون آماری آنالیز واریانس دوطرفه نشان داد که هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی (ولگوس پویای زانو و غلبه چهار سر ران) حین تکالیف حرکتی پرش–فرود (پرش عمودی، پرش تاک و پرش کانترموومنت) تأثیر معناداری دارد. به طور دقیق‌تر در فاز اکسنتریک پرش عمودی بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و نسور فاشیالاتا، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و نسور فاشیالاتا، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی بایسپس فموریس و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و بایسپس فموریس، دیده شد. در این پرش بیشترین بهبود را در فازهای اکسنتریک و لحظه فرود شاهد بودیم. در فاز اکسنتریک پرش تاک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و تسور فاشیالاتا، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی تنسور فاشیالاتا و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، دیده شد. در فاز اکسنتریک پرش کانترموومنت بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، تسور فاشیالاتا و بایسپس فموریس، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوتئوس مدیوس، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، تسور فاشیالاتا و بایسپس فموریس، دیده شد. در این پرش بیشترین اثرگذاری مربوط به فازهای اکسنتریک و لحظه فرود بود. کاهش فلکشن ران و زانو و کاهش دورسی فلکشن مچ پا، افزایش ولگوس زانو و غلبه چهار سر ران در طول فعالیت‌های تحمل وزن، از عوامل مرتبط با آسیب‌های رباط صلیبی قدامی هستند (۵). همچنین شروع تأخیری فعالیت عضلانی با آسیب رباط صلیبی قدامی مرتبط است (۸). در اکثر عوامل مرتبط با آسیب رباط صلبی قدامی شاهد کاهش فعالیت عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و افزایش فعالیت عضلاتی وستوس لترالیس، تنسورفاشیالاتا و بایسپس فموریس هستیم که چرخش داخلی ران، جابه‌جایی داخلی زانو و تورشن خارجی تیبیا را به همراه دارد (۲۵). مطالعات قبلی نشان می‌دهد که فعالیت عضلات قبل از برخورد پا با زمین در جلوگیری از ولگوس بیش از حد زانو مؤثرتر است تا فعالیت عضلات پس از برخورد پا با سطح زمین (۵،۸). در نتیجه برای تثبیت مفصل و کاهش نیروها روی زانو، فعال‌سازی عضلانی زانو در طول فعالیت پویا مؤثر شناخته می‌شود (۲۶). همچنین فعال‌شدن عضلات کنترل‌کننده حرکت در صفحه ساجیتال مفاصل ران و زانو، بر میزان دامنه فلکشن این مفاصل که در حین انجام کارهای دینامیکی مانند فرود پرش رخ می‌دهد تأثیر گذارند. عملی که بر فعالیت بیشتر عضلات همسترینگ و چهار سر داخلی متمرکز باشد؛ منجر به گشتاورهای خم‌شدن داخلی زانو بیشتر شود و زانو در هنگام فرود خمش بیشتری پیدا کند که کاهش ولگوس را به دنبال دارد (۲۷). در مطالعه حاضر، افزایش فعالیت عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس و کاهش فعالیت عضلات وستوس لترالیس، بایسپس فموریس و تنسور فاشیالاتا؛ را نه‌تنها در فاز لحظه فرود بلکه قبل از فرود هم شاهد بودیم که میزان چرخش داخلی ران، جابه‌جایی داخلی زانو و تورشن خارجی تیبیا را محدود می‌کند از طرفی مداخلهٔ بازخورد در این تحقیق بر اصلاح راستای نامطلوب زانو هم در ساجیتال و هم صفحه فرونتال متمرکز بوده بنابراین شاید بتوان گفت کاهش زاویه ولگوس در این مطالعه تحت‌تأثیر بازخورد و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بوده است. از طرفی اکثر آسیب‌های رباط صلیبی قدامی در مانورهای پرشی اتفاق می‌افتند (۱)، بنابراین به هنگام اعمال مداخلات پیشگیری از آسیب یا بهبوددهندهٔ آسیب سنجش فعالیت الکتریکی عضلات در فازهای مختلف فعالیت‌های پرشی، از

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

اهمیت بالایی برخورد دار است. بااین‌حال مطالعاتی که فعالیت الکتریکی عضلات را طی چهار فاز نشان داده باشد محدود است از طرفی تحقیقات کمی در زمینهٔ بازخورد و فعالیت الکتریکی عضلات در دسترس است بااین‌وجود نتایج برخی مطالعات نشان داد که بعد از اجرای تمرینات پرش–فرود میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوتئوس مدیوس افزایش اما فعالیت عضله وستوس لترالیس کاهش می‌یابد (۲۶). در مطالعهٔ دیگری که اثر بازخورد بیرونی و درونی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف حرکت پرش عمودی بررسی کرده بودند، مشخص شد که بین فعالیت الکتریکی عضلات در فاز درون‌گرای پرش عمودی در دو وضعیت توجه بیرونی و درونی تفاوت معنادار وجود داشت؛ اما در فاز برون‌گرا تفاوت معنادار مشاهده نشد. این نتایج حاکی از این است که هماهنگی برون عضلانی تحت‌تأثیر نوع کانون توجه قرار نمی‌گیرد، اما هماهنگی درون عضلانی تحت‌تأثیر کانون توجه بیرونی افزایش می‌یابد و کانون توجه بیرونی موجب توسعهٔ خودکاری بیشتر در کنترل حرکات می‌شود (۲۸). این مطالعه بازخورد خارجی را در فعال‌سازی عضلات نسبت به بازخورد داخلی مؤثرتر دانسته، در مطالعه حاضر نیز از بازخورد خارجی ترکیبی به‌عنوان مداخله استفاده شد که موجب فعال‌سازی عضلات در هر چهار فاز شد پیش‌تر مشخص شده که بازخورد ترکیبی اثربخشی بیشتری نسبت به بقیه بازخوردهای خارجی دارد (۲۹). همچنین در مطالعه دیگری بازخورد بیرونی توانست فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و بایسپس فموریس را به طور معناداری کاهش دهد که با نتایج این مطالعه هم جهت است (۳۰).

همچنین در ارتباط با زاویه ولگوس زانو، به‌طورکلی نتایج مطالعه حاضر بر اساس آزمون آماری آنالیز واریانس دوطرفه نشان داد که هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد بر میزان جابه‌جایی داخلی زانو در ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی (ولگوس پویای زانو و غلبه چهار سر ران) حین تکالیف حرکتی پرش–فرود (پرش عمودی، پرش تاک و پرش کانترموومنت) تأثیر معناداری دارد. به طور دقیق‌تر نتایج بازخورد در هر سه پرش بر میزان جابه‌جایی داخلی زانو یکسان بود. مطالعات بازخوردی بیشتر به کینماتیک و کینتیک صفحه ساجیتال پرداخته‌اند بااین‌حال برخی مطالعات کینماتیک و کینتیک صفحه فرونتال را هم مورد بررسی قرار داده‌اند، به طور مثال هایلی اریکسون و همکارانش (۲۰۱۵) طی مطالعه‌ای تأثیر بازخورد در زمان واقعی بر روی کینماتیک‌های پرش فرود ورزشکاران را بررسی کردند. در مطالعه آنها هیچ تغییری بین گروه‌های بازخوردی در زاویه ابداکشن زانو مشاهده نشد که با نتایج مطالعه حاضر همسو نیست (۳۱). در پژوهشی دیگر فورد و همکارانش (۲۰۱۵) به بررسی اثر بازخورد بیرونی در زمان واقعی بر بهبود عوامل بیومکانیکی آسیب‌زا حین تکلیف فرود، پرداختند. نتایج مطالعات آن‌ها حاکی از کاهش گشتاور و زاویه ابداکشن زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله حین تکلیف پرش فرود بود. به طور دقیق‌تر حداکثر گشتاور زاویه ابداکشن زانو در طول فرود پس از بیوفیدبک (بازخورد در زمان واقعی) به طور قابل‌توجهی کاهش یافت (۳۲) که با نتایج این مطالعه همسو است. ویکتوریا نیلسون و همکارانش (۲۰۱۹) مطالعهٔ مرور نظامندی را با عنوان تأثیر بازخورد تکمیلی بر فعالیت پرش فرود انجام دادند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که بازخورد باعث بهبود عوامل بیومکانیک صفحه ساجیتال می‌شود و ازاین‌جهت پارامترهای آسیب رباط صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد، اما تأثیر کمی بر بیومکانیک صفحه فرونتال دارد (۱۴). در

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

مطالعهٔ دیگری مارشال و همکارانش (۲۰۲۰) اثر بازخورد بصری بر کینماتیک اندام تحتانی افراد با ولگوس پویا را بررسی کردند که در نهایت بازخورد باعث کاهش میزان ابداکشن زانو شد (۱۸) و با نتایج مطالعه حاضر هم جهت است. درحالی‌که اکثر این مطالعات به اثر کوتاه‌مدت بازخورد توجه داشته‌اند در مطالعه‌ای هینترت و همکارانش (۲۰۲۱) اثر طولانی‌مدت بازخورد (دو ماه) را حین تکالیف پرش-فرودی ورزشکاران بررسی کرد که در نهایت بازخورد باعث کاهش زاویه ابداکشن زانو شد (۱۰) که نتایج این مطالعه با مطالعه حاضر همسو است.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به این موارد اشاره کرد، باتوجه‌به استفاده از الکترومایوگرافی سطحی و به دلیل نزدیکی بین عضلات گلوتئوس مدیوس و تنسورفاشیالاتا، و همچنین وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس ممکن است بین بیوسیگنال‌های عضلات Crosstalk اتفاق افتاده باشد، عدم بررسی کینتیک زانو جهت بررسی گشتاورها حین تکالیف پرشی و باتوجه‌به اینکه شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر مردان فعال بودند، نتایج حاصل از این تحقیق را نمی‌توان به همه افراد از جمله زنان، افراد مسن و یا با شاخص توده بدنی بالا تعمیم داد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود، شاخص‌های کینتیکی از جمله گشتاورها نیز حین تکالیف عملکردی با شدت‌های متفاوت جهت ارائه اطلاعات دقیق‌تر از مؤثربودن مداخله در طراحی پروتکل‌های تمرینی بررسی شود. همچنین ازآنجایی‌که نسبت فعالیت عضلات همسترینگ داخلی بر خارجی بر میزان ولگوس زانو اثرگذار است؛ بنابراین در تحقیقی دیگر علاوه بر اثر بازخورد بر عضلات هسمترینگ خارجی اثر آن بر عضلات همسترینگ داخلی هم مشخص شود. در نهایت پیشنهاد می‌شود در تحقیقی دیگر اثر بازخورد در تکالیف پرشی مختلف به فرض مثال فرودهای تک پا را بررسی کنند و به مقایسه نتایج حاصل از آنها با تکالیف فرود دو پا بپردازند.

نتیجه‌گیری کلی

در مطالعه حاضر نویسندگان تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد را در تکالیف پرش فرود بر متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران با نقص‌های کنترل حرکتی، بررسی کردند. نتایج مطالعه حاضر حاکی از آن بود که بازخورد در طی دو ماه باعث بهبود متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران شد. به طور دقیق‌تر، بازخورد در هر سه پرش باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلتوئوس مدیوس (به‌ویژه در فازهای استریک و حداکثر فلکشن زانو) و کاهش فعالیت عضلات وستوس لترالیس، تنسورفاشیالاتا و بایسپس فموریس شد. همچنین بازخورد میزان جابه‌جایی داخلی زانو یا زاویه ولگوس زانو را در هر سه پرش به طور یکسان کاهش داد. در نتیجه بازخورد می‌تواند در برنامه‌های تمرینی و حین تکالیف عملکردی به‌عنوان یک مداخله مطلوب و اثرگذار بر الگوهای حرکتی مورداستفاده قرار گیرد.

تأیید اخلاقی

کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی ایران مطالعه را تأیید کرد (IR.GUILAN.REC.1402.001).

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

منابع مالی

این مطالعه حاصل رساله دکتری دانشگاه گیلان بوده و از هیچ سازمان دیگری حمایت مالی دریافت ننموده است.

تعارض منافع

نویسندگانی که نام آنها ذکر شده است گواهی می‌دهند که به جز دانشگاه گیلان و دانشگاه علوم پزشکی گیلان هیچ وابستگی یا مشارکتی با هیچ سازمان یا نهادی با هرگونه منافع مالی (مانند حق‌الزحمه، کمک‌هزینه تحصیلی، مشارکت در دفتر سخنرانان، عضویت، استخدام، مشاوره، مالکیت سهام، یا سایر منافع سهام؛ ترتیبات صدور مجوز ثبت اختراع)، یا منافع غیرمالی (مانند روابط شخصی یا حرفه‌ای، وابستگی‌ها، دانش یا اعتقادات) در موضوع یا مواد موردبحث در این دست‌نوشته، نداشته‌اند.

قدردانی

نویسندگان مایل‌اند از همه شرکت‌کنندگان و کارکنان آزمایشگاه تحلیل حرکت برای همکاری جهت انجام این مطالعه تشکر کنند.

References

1. Jeong J, Choi DH, Shin CS. Core strength training can alter neuromuscular and biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injury. The American journal of sports medicine. 2021 Jan;49(1):183-92. https://doi.org/10.1177/0363546520972990
2. Hébert-Losier K, Schelin L, Tengman E, Strong A, Häger CK. Curve analyses reveal altered knee, hip, and trunk kinematics during drop–jumps long after anterior cruciate ligament rupture. The Knee. 2018 Mar 1;25(2):226-39. https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.12.005
3. Gobbi RG, Videira LD, Dos Santos AA, Saruhashi MB, Lucarini BR, Fernandes RJ, Giglio PN, Pécora JR, Camanho GL, Hinckel BB. Anatomical risk factors for anterior cruciate ligament injury are not important as patellar instability risk factors in patients with acute knee injury. The Journal of Knee Surgery. 2020 Sep 17;35(06):676-83. DOI: 10.1055/s-0040-1716504
4. Imran A, Tariq H, Faisal S, Asim HM. Gait analysis among patients with quadriceps weakness after anterior cruciate ligament reconstruction post 9 months. Foundation University Journal of Rehabilitation Sciences. 2023 Jul 31;3(2):58-65. https://doi.org/10.33897/fujrs.v3i2.330
5. Cohen D, Yao PF, Uddandam A, de Sa D, Arakgi ME. Etiology of Failed Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Scoping Review. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine. 2022 Oct;15(5):394-401. http://hdl.handle.net/10316/102272
6. Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: a systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. International journal of environmental research and public health. 2021 Apr 6;18(7):3826. https://doi.org/10.3390/ijerph18073826
7. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. A literature review. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2020 Nov;17(21):8208. https://doi.org/10.3390/ijerph17218208
8. Hollman JH, Nagai T, Bates NA, McPherson AL, Schilaty ND. Diminished neuromuscular system adaptability following anterior cruciate ligament injury: Examination of knee muscle force

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

variability and complexity. Clinical Biomechanics. 2021 Dec 1;90:105513. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105513
9. Sahabuddin FN, Jamaludin NI, Bahari ML, Najib RK, Shaharudin S. Lower limb biomechanics during drop vertical jump at different heights among university athletes. Journal of Physical Education and Sport. 2021 Jun 1;21(4):1829-35. DOI:10.7752/jpes.2021.04231
10. Heinert BL, Collins T, Tehan C, Ragan R, Kernozek TW. Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. International Journal of Sports Medicine. 2021 Mar;42(03):264-9. DOI: 10.1055/a-1128-6995
11. Lindblom H, Hägglund M, Sonesson S. Intra-and interrater reliability of subjective assessment of the drop vertical jump and tuck jump in youth athletes. Physical therapy in sport. 2021 Jan 1;47:156-64. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.11.031.
12. Dedinsky R, Baker L, Imbus S, Bowman M, Murray L. Exercises that facilitate optimal hamstring and quadriceps co-activation to help decrease ACL injury risk in healthy females: A systematic review of the literature. International journal of sports physical therapy. 2017 Feb;12(1):3. PMID: 28217412
13. Konrad A, Reiner MM, Bernsteiner D, Glashüttner C, Thaller S, Tilp M. Joint flexibility and isometric strength parameters are not relevant determinants for countermovement jump performance. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2021 Mar 3;18(5):2510. https://doi.org/10.3390/ijerph18052510
14. Neilson V, Ward S, Hume P, Lewis G, McDaid A. Effects of augmented feedback on training jump landing tasks for ACL injury prevention: A systematic review and meta-analysis. Physical Therapy in Sport. 2019 Sep 1;39:126-35. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.07.004
15. Armitano CN, Haegele JA, Russell DM. The use of augmented information for reducing anterior cruciate ligament injury risk during jump landings: a systematic review. Journal of Athletic Training. 2018 Sep 1;53(9):844-59. https://doi.org/10.4085/1062-6050-320-17
16. Leonard KA, Simon JE, Yom J, Grooms DR. The immediate effects of expert and dyad external focus feedback on drop landing biomechanics in female athletes: An instrumented field study. International Journal of Sports Physical Therapy. 2021;16(1):96. https://doi.org/10.26603%2F001c.18717
17. Benjaminse A, Postma W, Janssen I, Otten E. Video feedback and 2-dimensional landing kinematics in elite female handball players. Journal of athletic training. 2017 Nov 1;52(11):993-1001. https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.10.11
18. Marshall AN, Hertel J, Hart JM, Russell S, Saliba SA. Visual biofeedback and changes in lower extremity kinematics in individuals with medial knee displacement. Journal of Athletic Training. 2020 Mar 1;55(3):255-64. https://doi.org/10.4085/1062-6050-383-18
19. Aerts I, Cumps E, Verhagen E, Wuyts B, Van De Gucht S, Meeusen R. The effect of a 3-month prevention program on the jump-landing technique in basketball: a randomized controlled trial. Journal of sport rehabilitation. 2015 Feb 1;24(1):21-30. https://doi.org/10.1123/jsr.2013-0099
20. The book of clinical evaluations in musculoskeletal disorders, Htami publications
21. Pérez-Castilla A, Weakley J, García-Pinillos F, Rojas FJ, García-Ramos A. Influence of countermovement depth on the countermovement jump-derived reactive strength index modified. European Journal of Sport Science. 2021 Dec 2;21(12):1606-16.
22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology. 2000 Oct 1;10(5):361-74. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4
23. Monteiro RL, Facchini JH, de Freitas DG, Callegari B, João SM. Hip rotations' influence of electromyographic activity of gluteus medius muscle during pelvic-drop exercise. Journal of sport rehabilitation. 2017 Jan 1;26(1):65-71. https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0097
24. Hatefi M, Babakhani F, Balouchi R, Letafatkar A, Wallace BJ. Squat muscle activation patterns with hip rotations in subjects with genu varum deformity. International Journal of Sports Medicine. 2020 Oct;41(11):783-9. DOI: 10.1055/a-1152-5028
25. Sinsurin K, Vachalathiti R, Jalayondeja W, Limroongreungrat W. Knee muscular control during jump landing in multidirections. Asian Journal of Sports Medicine. 2016 Jun;7(2). https://doi.org/10.5812%2Fasjsm.31248

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]

26. Burland JP, Lepley AS, Frechette L, Lepley LK. Protracted alterations in muscle activation strategies and knee mechanics in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2020 Dec;28:3766-72. https://doi.org/10.1007/s00167-019-05833-4
27. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of athletic training. 2012 Jul 1;47(4):406-13. https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.4.17
28. Qeysari F, Shahbazi M, Tahmasebi Boroujeni S, Sharifnejad A. The Effect of External and Internal Focus of Attention on Electromyography of the Lower Extremity Muscles in Different Phases of Vertical Jump. Motor Behavior. 2020 Jun 21;12(40):87-102. https://doi.org/10.22089/mbj.2020.7204.1790
29. Ericksen HM, Thomas AC, Gribble PA, Armstrong C, Rice M, Pietrosimone B. Jump–landing biomechanics following a 4-week real-time feedback intervention and retention. Clinical Biomechanics. 2016 Feb 1;32:85-91. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.01.005
30. Ashraf R, Aghdasi MT, Sayyah M. The effect of attentional focus strategies on children performance and their EMG activities in maximum a force production task. Turkish Journal of Kinesiology. 2017 Jun 6;3(2):26-30.
31. Ericksen HM, Thomas AC, Gribble PA, Doebel SC, Pietrosimone BG. Immediate effects of real-time feedback on jump-landing kinematics. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2015 Feb;45(2):112-8. https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2015.4997
32. Ford KR, DiCesare CA, Myer GD, Hewett TE. Real-time biofeedback to target risk of anterior cruciate ligament injury: a technical report for injury prevention and rehabilitation. Journal of sport rehabilitation. 2015 May 1;24(2). https://doi.org/10.1123/jsr.2013-0138

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-04]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1403.22.28.8.5]