



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 Norasteh²

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/>)



پژوهش در طب ورزشی و فناوری

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

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^{۱*} | علی اصغر نورسته^۲

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

چکیده

تکالیف حرکتی پرشی در افراد با نقص‌های کنترل حرکتی احتمالاً با الگوهای حرکتی ناقص همراه بوده که می‌تواند با آسیب‌های غیر برخورداردی 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 گروه‌های کنترل و بازخورد اختصاص داده شدند. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمونهای آماری آنالیز واریانس دوطرفه و بونفرونی برای هر تکلیف حرکتی در سطح معناداری $P < 0/05$ استفاده شد. نتایج مطالعه حاکی از افزایش فعالیت الکتریکی عضلات و ستوس مدیالیس و گلوئوس مدیوس در فازهای مختلف پرش در گروه بازخورد بود. همچنین گروه بازخورد کاهش زاویه و لگوس زانو را در صفحه فروتنال نشان داد ($P < 0/05$).

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

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، و لگوس پویای زانو

ارجاع:

محدثه اشرفی‌زاده، علی اصغر 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

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 ± 4.70 years; height, 171 ± 5.49 cm; mass, 76.83 ± 5.81 kg; and BMI, 22.12 ± 1.54 kg/m²) and feedback group (age range, 29.80 ± 3.61 years; height, 173.80 ± 4.70 cm; mass, 78.33 ± 4.64 kg; 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 the VL, 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

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,

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.

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 vastus medialis and gluteus medius muscles (especially in the centric and maximal knee flexion phases) and decreased the activity of the vastus lateralis, tensor fasciae latae 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.

مقدمه

آسیب‌های اندام تحتانی شایع‌ترین آسیب‌ها در میان یک جمعیت ورزشکار است. ۴۲ 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 (۱-۲). 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 (۳-۴). افزایش ولگوس 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 می‌دهند، فرد را در معرض خطر بیشتری قرار می‌دهد که باعث می‌شود مفصل خارج از محدوده حرکتی طبیعی خود حرکت کند. به‌عنوان مثال، ولگوس زانو اغلب مشاهده می‌شود و به‌عنوان یک الگوی حرکتی که به‌شدت با رباط صلیبی قدامی در ارتباط است بسیار مورد تحقیق قرار می‌گیرد (۶). راستای پویای غلط در حین فعالیت‌های فرود، یا ولگوس_کولاپس عملکردی، به‌عنوان یکی از سازوکارهای مرتبط با آسیب غیر برخورد رباط صلیبی قدامی توصیف شده است (۷). همچنین مطالعات نشان داده‌اند 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، ولگوس 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 می‌دهد (۹). فرود با ولگوس بیش از حد زانو و فلکشن بیش از اندازه ی زانو از شایع‌ترین تکنیک‌های فرود غلط هستند (۹،۱۰). از طرفی آزمون‌های غربالگری متعددی، برای ثبت پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با افزایش خطر آسیب ایجاد شده‌اند و همچنین می‌توانند سازگاری در الگوهای حرکتی را پس از برنامه‌های ورزشی پیشگیری از آسیب نشان دهند (۱۱). پرش‌های عمودی یا حرکات پرش-فرود از جمله این آزمون‌ها هستند که به‌عنوان یک پیش‌بینی‌کننده عملکرد برای بسیاری از انواع ورزش‌ها که نیاز به سرعت و چابکی دارند از اهمیت بالایی برخوردار است (۱۲،۱۳). علاوه بر آزمون‌های

غربالگری به منظور شناسایی و ارزیابی الگوی حرکتی غلط، مداخلات متعددی به منظور 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 می‌دهد (۱۷-۱۴). مطالعات زیادی بازخورد در کوتاه مدت را در بهبود الگوهای حرکتی مؤثر دانسته‌اند، به طور مثال آشلی در سال ۲۰۲۰ طی مطالعه‌ای بیان کرد که، رثال تایم بیوفیدبک بهبودهای فوری در کینماتیک نابجا اندام تحتانی افراد با ولگوس پویای زانو، ایجاد می‌کند. در این مطالعه از رثال 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 مرحله غربالگری 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 به صورت تفریحی ورزش می‌کنند تشکیل دادند. همچنین یک ورزشکار تفریحی به عنوان کسی که حداقل سه بار در هفته، حداقل ۳۰ دقیقه در فعالیت هوازی یا ورزشی شرکت کند تعریف می‌شود. جهت دسترسی به جامعه هدف اطلاع رسانی از طریق برد دانشگاه‌های تهران (به طور اختصاصی تر دانشگاه علامه طباطبائی) انجام شد. با استفاده از نرم‌افزار G.power، Franz Faul University of Kiel, Germany) و با فرض $\alpha=0/08$ ، $\text{Effect Size}=0/3$ و $1-\beta=0/95$ ، ۳۴ 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، به صورت تصادفی و با نسبت ۱:۱ در دو گروه، بازخورد ($n=17$) و کنترل ($n=17$). همچنین قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه آگاهانه مورد تأیید دانشگاه توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد. معیارهای ورود به تحقیق، داشتن شاخص توده بدنی طبیعی بین ۱۸ تا ۲۴، سن بین (۱۸-۲۸)، شرکت نکردن در برنامه‌های توان‌بخشی اندام تحتانی طی ۶ ماه گذشته، داشتن حداقل نیم ساعت فعالیت بدنی در هفته و داشتن نقص الگوی حرکتی (ولگوس پویای زانو، غلبه چهارسر ران)، بود و معیارهای خروج از تحقیق شامل، اختلالات تعادلی ثانویه به اختلال وستیبولار یا نرولوژیکال که می‌تواند باعث از دست دادن تعادل شود، سابقه آسیب دیدگی عضلانی (عضلات مورد مطالعه) در دو ماه گذشته، سابقه آسیب دیدگی اندام تحتانی، لگن، زانو و مچ در شش ماه گذشته، سابقه جراحی در

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 توان بخشی موفقیان زیر نظر دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. شرکت کنندگان توضیحاتی را در رابطه با فرایند اجرا و فواید تحقیق حاضر دریافت کرده و فرم رضایت نامه شرکت در آزمون توسط آنان به صورت داوطلبانه تکمیل شد. به طور کلی افراد به شکل تصادفی در دو گروه بازخورد خارجی و کنترل انتخاب شدند. به منظور تصادفی سازی به هر فرد یک عدد اختصاص داده شد سپس با استفاده از یک مولد اعداد تصادفی یا جداول اعداد تصادفی، افراد به صورت تصادفی برگزیده شدند. آزمودنی ها تکالیف حرکتی پرش فرود (۲۰، ۲۱) (پرش تاک، پرش کانترموونت و پرش عمودی) را با ۴ دقیقه استراحت بین تکالیف حرکتی به صورت 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 هشت هفته ای را بدون هیچ بازخوردی دریافت کردند. پس از فرایند الکترو دگذاری ابتدا فیلم های آموزشی به آزمودنی ها نشان داده می شد و سپس حین انجام تکلیف به صورت کلامی بازخورد ارائه می شد. 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. آزمودنی ها قبل از اجرای تکالیف حرکتی، جهت گرم کردن، ۵ دقیقه بدون مقاومت با سرعت دلخواه بر روی دوچرخه ثابت رکاب زدند. آزمون ها در دو مرحله انجام شد، یکبار قبل از اعمال مداخله و مرحله بعدی دو ماه بعد از اعمال مداخله. به طور هم زمان برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات (در چهار فاز اکستریک، کانستریک، حداکثر فلکشن زانو و لحظه فرود) از دستگاه الکترومایوگرافی و برای اندازه گیری زاویه و لگوس زانو از دستگاه آنالیز حرکت استفاده شد.

بازخورد

به عنوان مداخله از بازخورد خارجی ترکیبی (به صورت بصری و کلامی) در طول هشت هفته برنامه تمرینی پرشی استفاده شد. به منظور بازخورد بصری ابتدا فیلم های 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 سیگنال های الکترومایوگرافی با استفاده از نرم افزار مطلب (Natick, Mathworks USA, version 7.12.0)، انجام شد. ابتدا داده های الکترومایوگرافی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی وایرلس

برند میون (۱۶ کاناله، ساخت کشور سوئیس) با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت و ذخیره، سپس نويز داده‌ها با پهنای باند ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شد. داده‌های ثبت شده با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور جهت تعیین میزان فعالیت امواج تجزیه و تحلیل گردید. به منظور نرمال سازی 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 اکستریک، کانستریک، حداکثر فلکشن زانو و فاز لحظه فرود محاسبه شد. مرحله اکستریک، از شروع فلکشن زانو تا بیشترین میزان فلکشن زانو، و مرحله کانستریک 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 الکتروگذاری، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریباً ۲/۵ سانتی متر بود که در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر بر اساس پروتکل SENIAM قرار گرفت (۲۴-۲۲).

کینماتیک اندام تحتانی

برای جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی، از یک سیستم آنالیز حرکت سه بعدی ده دوربینی (Vicon MX System؛ UK, Oxford, Oxford Metrics) با نرخ نمونه برداری ۲۵۰ هرتز، استفاده شد. به منظور اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی داخلی زانو، کالبراسیون سیستم و قبل از انجام آزمون ۱۸ مارکر بازتابنده آناتومیکی 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 کشکک‌ها (در مجموع ۲۰ مارکر) برای هر فرد نصب شد.

اجرای برنامه تمرینی دو ماهه

در هفته‌های (۱-۳) تمرینات بر روی تکنیک‌های اساسی مانند اسکات، لانچ و پرش از پهلوی به پهلوی متمرکز بود. در هفته‌های (۴-۶)، تمرینات اساسی مانند پرش تاک، پرش اسکات، پرش یک پا و پرش روی زمین ناپایدار انجام شد. پس از آن، در مرحله عملکردی (۷-۸)، تمرین‌های سخت‌تر مانند حداکثر پرش و حرکات برشی و دویدن به افراد داده شد. برنامه تمرینی به صورت سه جلسه در هفته به مدت ۱۰ دقیقه، با یک دقیقه استراحت بین تکرارها، انجام شد (۱۹). ضمن اینکه گروه مداخله برنامه تمرینی دو ماهه را با بازخورد خارجی دریافت کردند.

برنامه تمرینی دو ماهه

هفته (۱-۳)			هفته (۴-۶)			هفته (۷-۸)		
۱: تکنیک			۲: فاندمنتال			۳: عملکرد		
هفته	تمرین	تکرار یا مدت زمان مکث	تمرین	تکرار یا مدت زمان مکث	تمرین	تکرار یا مدت زمان مکث		
۱	کوکانترکشن	۱۰ ت	ثبات مرکزی	۱۵ ت	ایکس هاپ	۶ ت		
	وال اسکات	۱۰ ت	پلویک برایدج	۱۰ ت	هاپ-هاپ-هلد	۸ ت		
	لترال جامپ و هلد	۸ ت	تاک جامپ	۱۰ ث	پرش روی تشک	۳۰ ث		
	لانچ روبه جلو	۱۰ ت	اسکات جامپ	۱۰ ت	تک پا ۹۰ درجه	۸ ت		
	استپ-هلد	۸ ت	جامپ، سینگل لگ هلد	۸ ت	ماکسیمم اسکات جامپ	۱۰ ت		
	کوکانترکشن	۱۰ ت	پلویک برایدج تک پا	۱۰ ت	کراس اور هاپ	۸ ت		
۲					سینگل لگ فور وی هاپ	۳ ت		
					سینگل لگ ۹۰ درجه با توپ	۸ ت		
					استپ، جامپ آپ، داون، ورتیکال	۵ ت		
					جامپ	۱۰ ت		
	اسکات	۸ ت	پرون برایدج	۱۰ ت				
	استپ-هلد	۱۰ ت	هیپ اکستنشن-شولدر فلکشن					
۳	واکینگ لانچ	۸ ت	ساید تو ساید تاک جامپ	۱۰ ت	سینگل لگ فور وی هاپ با توپ	۴ ت		
	لترال جامپ و اسکات	۱۰ ت	لترال هاپ تک پا	۸ ت	سینگل لگ ۱۸۰ درجه	۱۰ ت		
	هلد	۸ ت	هاپ-هلد	۸ ت	جامپ، جامپ، جامپ، ورتیکال جامپ	۱۰ ت		
	لترال جامپ و هلد	۱۰ ت	پلویک برایدج تک پا	۱۰ ت	جامپ روی تشک	۴۰ ث		
	تاک جامپ تک پا، فرود آرام		پرون برایدج	۱۰ ت	رانینگ، پرش روی یک پا، پرش	۸ ت		
					سینگل لگ ۱۸۰ درجه	۱۰ ت		
					جامپ، جامپ، جامپ، ورتیکال جامپ	۱۵ ت		
					رانینگ، پرش روی یک پا، پرش	۱۰ ت		
					لی آپ	۱۰ ت		
					پرش عمودی	۱۰ ت		
		۱۰ ث	ساید تو ساید تاک جامپ	۱۰ ت				
		۱۰ ت	لترال هاپ	۱۰ ث				
	لانچ جامپ	۱۰ ت	تو لگ ۹۰ درجه	۸ ت				
لترال جامپ	۱۰ ث	سینگل لگ پلویک برایدج	۱۰ ت					
اسکات جامپ	۸ ت	پرون برایدج ران باز، شانه مخالف	۱۰ ت					
لترال جامپ	۱۰ ت	خم	۱۰ ث					
تاک جامپ دوپا	۸ ت	لترال هاپ با توپ	۵ ت					
جامپ گسترده		لترال هاپ تک پا	۸ ت					
سیزر جامپ		تک پا ۹۰ درجه						

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 ($p > 0.05$). 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 ($ANOVA$) 2×2 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 ($CI 95\%$) 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 مورد مطالعه (انحراف استاندارد $\pm$ میانگین)

متغیر	گروه کنترل ($n=17$)	گروه بازخوردی ($n=17$)	p-value
سن (سال)	$28/10 \pm 4/70$	$29/80 \pm 3/61$	۰/۶۷۲
وزن (کیلوگرم)	$76/83 \pm 5/81$	$78/33 \pm 4/64$	۰/۵۶۲
قد (سانتی‌متر)	$171 \pm 5/49$	$173/80 \pm 4/70$	۰/۷۳۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	$22/12 \pm 1/54$	$21/40 \pm 1/77$	۰/۶۰۰

آزمون آماری one-way anova، $P < 0.05$ اختلاف معنی‌دار

ارزیابی پرس عمودی

در فاز اکستریک پرس 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 گلوئوس مدیوس اختلاف معناداری یافت شد ($p=0.001$). همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($0.94 =$ اندازه اثر، $p=0.001$) و عضله گلوئوس مدیوس ($1/16 =$ اندازه اثر، $p=0.001$) در فاز استریک حین پرس عمودی داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0.48 =$ اندازه اثر، $p=0.005$) و تنسور فاشیا لاتا ($0.72 =$ اندازه اثر، $p=0.001$) مشاهده شد.

در فاز کانستریک، 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 گلوئوس مدیوس اختلاف معناداری یافت شد ($p=0.001$). همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار

فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($1/19$ = اندازه اثر، $p=0/013$) داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0/73$ = اندازه اثر، $p=0/001$) و تنسور فاشیا لاتا ($0/45$ = اندازه اثر، $p=0/008$) در فاز کانستریک 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 گلوئوس مدیوس ($p=0/001$) و بایسپس فموریس ($p=0/044$) اختلاف معناداری یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($1/48$ = اندازه اثر، $p=0/001$) داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله بایسپس فموریس ($0/74$ = اندازه اثر، $p=0/002$) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($p=0/003$)، وستوس لترالیس ($p=0/049$)، گلوئوس مدیوس ($p=0/001$) و بایسپس فموریس ($p=0/001$) اختلاف معناداری یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($1/45$ = اندازه اثر، $p=0/001$)، گلوئوس مدیوس ($1/08$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز لحظه فرود حین پرش عمودی داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($1/41$ = اندازه اثر، $p=0/001$)، تنسور فاشیالاتا ($0/53$ = اندازه اثر، $p=0/050$) و بایسپس فموریس ($1/22$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز لحظه فرود حین پرش عمودی مشاهده شد (جدول ۲).

ارزیابی پرش تاک

در فاز اکستریک پرش تاک، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($p=0/014$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($0/57$ = اندازه اثر، $p=0/001$)، گلوئوس مدیوس ($0/53$ = اندازه اثر، $p=0/002$) در فاز استریک حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($1/13$ = اندازه اثر، $p=0/002$) و تنسور فاشیا لاتا ($0/31$ = اندازه اثر، $p=0/002$) مشاهده شد.

در فاز کانستریک، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($0/48$ = اندازه اثر، $p=0/001$)، گلوئوس مدیوس ($1/48$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز کانستریک حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0/84$ = اندازه اثر، $p=0/001$) مشاهده شد.

در فاز حداکثر فلکشن زانو، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($1/05$ = اندازه اثر، $p=0/001$) گلوئوس مدیوس ($0/77$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز حداکثر فلکشن زانو حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله تنسور فاشیا لاتا ($0/78$ = اندازه اثر، $p=0/001$) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($p=0/001$) و وستوس مدیالیس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($1/71$ = اندازه اثر، $p=0/001$) گلوئوس مدیوس ($1/19$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز لحظه فرود حین پرش تاک داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0/98$ = اندازه اثر، $p=0/034$) مشاهده شد (جدول ۳).

ارزیابی پرش کانترموومنت

در فاز اکستریک پرش کانترموومنت، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($p=0/008$)، گلوئوس مدیوس ($p=0/001$)، تنسور فاشیا لاتا ($p=0/001$) و بایسپس فموریس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($0/81$ = اندازه اثر، $p=0/001$) گلوئوس مدیوس ($1/77$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز استریک حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0/61$ = اندازه اثر، $p=0/010$) و تنسور فاشیا لاتا ($1/05$ = اندازه اثر، $p=0/001$) و بایسپس فموریس ($1/03$ = اندازه اثر، $p=0/001$) مشاهده شد.

در فاز کانستریک، آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس مدیوس ($0/91$ = اندازه اثر، $p=0/010$) داشته است.

در فاز حداکثر فلکشن زانو، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($1/12$ = اندازه اثر، $p=0/001$) گلوئوس مدیوس ($0/59$ = اندازه اثر، $p=0/034$) در فاز حداکثر فلکشن زانو حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($1/11$ = اندازه اثر، $p=0/001$) مشاهده شد.

در فاز لحظه فرود، اختلاف معناداری بین گروه بازخوردی و کنترل در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($p=0/001$)، تنسور فاشیا لاتا ($p=0/001$) و بایسپس فموریس ($p=0/001$) یافت شد. همچنین آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس ($1/39$ = اندازه اثر،

($p=0/001$) و گلوتهوس مدیوس ($1/03$ = اندازه اثر، $p=0/001$) در فاز لحظه فرود حین پرش کانترموومنت داشته است. همچنین کاهش معناداری در مقدار فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس ($0/74$ = اندازه اثر، $p=0/018$)، تنسور فاشیا لاتا ($1/71$ = اندازه اثر، $p=0/001$) و بایسپس فموریس ($1/69$ = اندازه اثر، $p=0/001$) مشاهده شد (جدول ۴).

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 ($p=0/001$). آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی بهبود معناداری در مقدار زاویه ولگوس زانو نسبت به پیش‌آزمون خود داشته است ($1/23$ = اندازه اثر، $p=0/001$). در پرش تاک، اختلاف معناداری در زاویه ولگوس زانو بین گروه بازخوردی و کنترل مشاهده شد ($p=0/002$). آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد گروه بازخوردی کاهش معناداری در زاویه ولگوس زانو نسبت به پیش‌آزمون خود داشته است ($1/16$ = اندازه اثر، $p=0/001$) 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 ($0/73$ = اندازه اثر، $p=0/001$) (جدول ۵).

جدول ۲. نتایج تغییرات مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف پرش عمودی (انحراف استاندارد $\pm$ 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	۴۳/۱۰ ± ۹۳/۰۵	۴۵/۹ ± ۵۸/۲۸	۰/۰۶ (-۰/۹۸ تا ۰/۷۴)	F=۳۷/۷۶۱ P=۰/۰۰۱*	F=۰/۸۰۷ P=۰/۳۷۶	F=۱۶/۷۰۰ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۴۳/۸ ± ۴۴/۲۰	۵۱/۹ ± ۶۶/۴۵ [‡]	۰/۹۴ [‡] (۰/۲۳ تا ۱/۶۴)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۴۹/۱۷ ± ۱۷/۸۵	۵۰/۱۴ ± ۳۴/۰۶	۰/۰۲ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۰)	F=۴/۰۶۹ P=۰/۰۵۰*	F=۰/۳۲۷ P=۰/۵۷۲	F=۵/۰۷۷ P=۰/۰۳۱*
		بازخورد	۵۱/۱۸ ± ۶۴/۹۸	۴۲/۱۸ ± ۲۷/۳۱ [‡]	۰/۴۸ (-۱/۱۶ تا ۰/۱۹)			
	تنسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۳۵/۱۹ ± ۳۲/۷۰	۳۵/۱۹ ± ۵۲/۳۰	۰/۰۰ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۴)	F=۱۱/۳۸۲ P=۰/۰۰۲*	F=۰/۵۰۴ P=۰/۴۸۳	F=۱۲/۳۲۱ P=۰/۰۰۱*
		بازخورد	۳۶/۱۷ ± ۰۳/۴۵	۲۵/۱۳ ± ۸۷/۸۰ [‡]	۰/۷۲ (-۱/۴۲ تا ۰/۰۳)			
	گلوتهوس 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=۸/۴۱۰ P=۰/۰۰۷*
		بازخورد	۲۶/۹ ± ۱۴/۰۱	۳۹/۱۳ ± ۴۴/۴۰ ^{‡a}	۱/۱۶ [‡] (۰/۴۳ تا ۱/۸۹)			

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

P=۰/۰۰۱*	P=۰/۰۰۷*	P=۰/۰۰۱*	(-۰/۷۵ تا ۰/۹۴)				مدیوس (%max)	حداکثر فلکشن زانو
			۱/۴۸ [£] (۰/۷۲ تا ۲/۲۴)	۳۳/۹±۵۰/۴۴ ^{¥,a}	۲۱/۶±۰۹/۹۵	بازخورد		
F=۵/۵۶۹ P=۰/۰۲۵*	F=۱/۲۲۶ P=۰/۲۷۶	F=۶/۳۰۱ P=۰/۰۱۷*	۰/۰۴ (-۰/۸۰ تا ۰/۹۲)	۳۰/۱۲±۶۱/۱۱	۳۰/۷±۸۶/۷۶	کنترل	بایسپس فموریس (%max)	
			۰/۷۴ -۱/۴۳ تا -۰/۰۴ ()	۲۳/۸±۱۳/۳۶ [¥]	۳۱/۱۳±۱۸/۱۱	بازخورد		
F=۱۶/۰۰۱ P=۰/۰۰۱*	F=۴/۶۸۶ P=۰/۰۲۸*	F=۱۴/۶۵۸ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۶ (-۰/۷۰ تا ۰/۹۲)	۲۰/۱۲±۹۸/۰۱	۲۱/۷±۲۳/۶۶	کنترل	وستوس مدیالیس (%max)	
			۱/۴۵ [£] (۰/۷۹ تا ۲/۲۷)	۳۲/۹±۴۵/۱۵ ^{¥,a}	۲۱/۵±۳۴/۷۴	بازخورد		
F=۷/۰۶۱ P=۰/۰۱۲*	F=۱/۳۵۶ P=۰/۲۵۹	F=۱۰/۹۵۹ P=۰/۰۰۲*	۰/۰۲ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۸)	۲۴/۸±۱۵/۸۰	۲۴/۴±۹۷/۹۱	کنترل	وستوس لترالیس (%max)	
			۱/۴۱ [£] -۲/۱۶ تا -۰/۶۶ ()	۱۸/۶±۸۰/۲۰ ^{¥,a}	۲۶/۴±۱۴/۴۲	بازخورد		
F=۴/۳۷۰ P=۰/۰۴۵*	F=۰/۳۱۱ P=۰/۵۸۱	F=۰/۶۳۱ P=۰/۴۳۷	۰/۰۶ (-۰/۷۷ تا ۰/۹۰)	۱۷/۷±۹۲/۱۷	۱۶/۵±۱۶/۱۳	کنترل	تنسور فاشیلاتا (%max)	لحظه فرود
			۰/۵۳ (-۱/۲۱ تا ۰/۱۵)	۱۳/۷±۹۶/۳۹ [¥]	۱۷/۸±۲۴/۳۰	بازخورد		
F=۲۸/۸۴۴ P=۰/۰۰۱*	F=۴/۵۳۶ P=۰/۰۴۱*	F=۱۹/۴۹۸ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۰)	۱۵/۶±۱۰/۴۵	۱۵/۵±۸۰/۵۸	کنترل	گلو تئوس مدیوس (%max)	
			۱/۰۸ [£] (-۱/۱۴ تا ۰/۶۱)	۲۳/۵±۳۴/۶۱ ^{¥,a}	۱۶/۷±۲۲/۳۵	بازخورد		
F=۱۱/۲۶۸ P=۰/۰۰۲*	F=۵/۶۲۷ P=۰/۰۲۴*	F=۱۰/۵۷۲ P=۰/۰۰۳*	۰/۰۰ (-۰/۸۳ تا ۰/۸۴)	۲۲/۴±۱۳/۴۴	۲۲/۴±۱۴/۶۵	کنترل	بایسپس فموریس (%max)	
			۱/۲۲ [£] -۱/۹۶ تا -۰/۴۹ ()	۱۵/۴±۲۱/۰۷ ^{¥,a}	۲۱/۷±۹۷/۰۱	بازخورد		

نتایج به صورت میانگین $\pm$ انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار ($P < ۰/۰۵$)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش آزمون به پس آزمون؛ †، 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 ۳. نتایج تغییرات مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران قبل و بعد از هشت هفته تمرین حین تکالیف پرش تاک (انحراف استاندارد $\pm$ میانگین)

p-value			اندازه اثر (CI 95%) †	پس آزمون	پیش آزمون	گروه	متغیر	فاز
اثر متقابل گروه و زمان	اثر اصلی گروه	اثر اصلی زمان						
F=۵/۸۴۷ P=۰/۰۳۸*	F=۰/۶۵۲ P=۰/۴۲۱	F=۶/۱۱۹ P=۰/۰۲۱*	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۴)	۳۲/۹±۱۴/۱۳	۳۲/۸±۲۴/۴۱	کنترل	وستوس	اکستریک
			۰/۵۷ (-۱/۱۱ تا ۱/۲۵)	۳۸/۸±۱۶/۲۸ [§]	۳۳/۷±۵۶/۸۹	بازخورد	مدیالیس (%max)	
F=۷/۰۹۵ P=۰/۰۱۲*	F=۲/۵۱۵ P=۰/۱۲۳	F=۴/۷۷۷ P=۰/۰۳۶*	۰/۰۴ (-۰/۶۹ تا ۰/۹۳)	۳۷/۱۲±۲۲/۵۰	۳۶/۷±۲۳/۷۷	کنترل	وستوس	
			۱/۱۳ (-۱/۸۵ تا -۰/۴۱)	۲۷/۸±۵۹/۷۸ ^{§,a}	۳۷/۸±۶۴/۹۳	بازخورد	لترالیس (%max)	
F=۱/۷۳۴ P=۰/۱۹۷	F=۰/۲۴۶ P=۰/۶۲۳	F=۱۱/۵۱۹ P=۰/۰۰۲*	۰/۰۱ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۵)	۳۱/۸±۴۴/۲۰	۳۱/۹±۹۳/۶۹	کنترل	تنسور	
			۰/۳۱ (-۰/۹۹ تا ۰/۳۶)	۲۷/۹±۶۶/۵۰ [§]	۳۰/۹±۲۶/۹۶	بازخورد	فشیالاتا (%max)	
F=۵/۱۹۱ P=۰/۰۳۰*	F=۰/۶۵۱ P=۰/۴۲۶	F=۶/۸۵۲ P=۰/۰۱۳*	۰/۰۰ (-۰/۸۴ تا ۰/۸۹)	۲۸/۹±۴۳/۲۹	۲۷/۱۱±۹۱/۱۸	کنترل	گلو تئوس	
			۰/۵۳ (-۱/۲۱ تا -۰/۱۵)	۳۴/۱۴±۷۹/۰۱ [§]	۲۷/۱۲±۸۵/۰۴	بازخورد	مدیوس (%max)	
F=۱/۹۵۷ P=۰/۱۷۱	F=۰/۷۸۳ P=۰/۲۸۳	F=۰/۱۵۷ P=۰/۶۹۵	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۶)	۳۱/۷±۴۳/۱۳	۳۰/۷±۱۶/۷۷	کنترل	بایسپس	
			۰/۲۶ (-۱/۱۴ تا ۰/۶۱)	۲۷/۷±۴۸/۸۹	۲۹/۹±۷۵/۱۳	بازخورد	فموریس (%max)	
F=۷/۴۹۸ P=۰/۰۰۹*	F=۰/۷۳۱ P=۰/۳۹۹	F=۱۲/۶۲۰ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۳ (-۰/۷۹ تا ۰/۸۴)	۳۶/۱۳±۳۲/۰۲	۳۵/۱۲±۵۵/۳۴	کنترل	وستوس	کانستریک
			۰/۴۸ (-۰/۱۹ تا ۱/۱۶)	۴۲/۱۲±۴۳/۴۰ [§]	۳۶/۱۱±۵۴/۸۹	بازخورد	مدیالیس (%max)	
F=۶/۴۶۹ P=۰/۰۱۱*	F=۲/۶۷۸ P=۰/۱۱۴	F=۸/۹۶۵ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۵ (-۰/۸۳ تا ۰/۹۲)	۳۸/۱۱±۴۳/۳۵	۳۷/۱۰±۴۷/۶۲	کنترل	وستوس	
			۰/۸۴ [£] (-۱/۵۴ تا -۰/۱۴)	۳۱/۷±۳۹/۶۸ [§]	۳۸/۹±۲۸/۲۶	بازخورد	لترالیس (%max)	
F=۱/۱۴۶ P=۰/۳۰۴	F=۰/۱۸۶ P=۰/۶۱۵	F=۲/۹۵۸ P=۰/۱۲۲	۰/۰۲ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۵)	۲۷/۷±۳۰/۶۵	۲۶/۶±۴۵/۷۹	کنترل	تنسور	
			۰/۱۹ (-۰/۸۷ تا ۰/۶۱)	۲۴/۴±۶۹/۲۸	۲۵/۶±۴۹/۱۲	بازخورد	فشیالاتا (%max)	
F=۱۰/۶۲۵ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۷۲۰ P=۰/۰۲۹*	F=۱۸/۰۰۷ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۱ (-۰/۸۳ تا ۰/۸۵)	۲۶/۶±۶۷/۸۴	۲۶/۵±۴۱/۸۵	کنترل	گلو تئوس	
			۱/۴۸ [£] (۰/۷۲ تا ۲/۴۳)	۳۸/۸±۱۲/۷۳ ^{§,a}	۲۷/۵±۳۵/۴۰	بازخورد	مدیوس (%max)	

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

P=۰/۱۰۱	P=۰/۳۹۱	P=۰/۰۶۴	(-۰/۸۳ تا ۰/۸۳)				فموریس (%max)	
			۰/۵۳ (-۰/۳۱ تا ۰/۰۵)	۱۹/۴±۶۹/۴۰	۲۲/۴±۵۵/۶۷	بازخورد		

نتایج به صورت میانگین $\pm$ انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار ($P < ۰/۰۵$)؛ †، اختلاف معنادار پیش آزمون به پس آزمون؛ ‡، اندازه اثر (۹۵٪ فاصله اطمینان)؛ f، 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 کانترمومنت (انحراف استاندارد $\pm$ میانگین)

فاز	متغیر	گروه	پیش آزمون	پس آزمون	اندازه اثر (CI 95%) †	p-value		
						اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
اکستریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۴۶/۱۳±۳۵/۷۷	۴۶/۱۲±۳۴/۱۴	۰/۰۱ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۳)	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 ^ε (-۱/۵۴ تا ۰/۲۲)			
	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 (-۱/۳۰ تا ۰/۰۷)			
	تسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۳۸/۱۱±۰۹/۲۲	۳۸/۱۲±۱۱/۵۵	۰/۰۱ (-۰/۸۱ تا ۰/۸۵)	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 ^ε (-۱/۷۷ تا -۰/۳۳)			
	گلوتوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۷/۶±۹۱/۳۲	۲۸/۸±۶۴/۴۸	۰/۰۷ (-۰/۷۶ تا ۰/۹۰)	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 ^ε (۰/۹۷ تا ۲/۵۶)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۹/۹±۲۳/۴۰	۴۰/۱۱±۶۶/۰۱	۰/۰۲ (-۰/۷۸ تا ۰/۸۹)	F=۷/۲۶۲ P=۰/۰۰۵*	F=۴/۳۲۷ P=۰/۰۶۲	F=۵/۹۴۴ P=۰/۰۱۸*
کانستریک	وستوس مدیالیس (%max)	کنترل	۳۴/۸±۴۲/۶۹	۳۵/۸±۲۰/۱۱	۰/۰۲ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۴)	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 (-۰/۴۰ تا ۰/۹۴)			
	وستوس لترالیس (%max)	کنترل	۳۸/۸±۱۹/۲۵	۳۷/۱۰±۵۲/۶۳	۰/۰۵ (-۰/۷۵ تا ۰/۹۰)	F=۴/۲۲۴ P=۰/۰۹۶	F=۰/۸۱۳ P=۰/۸۱۳	F=۱/۰۰۳ P=۰/۵۰۲
		بازخورد	۳۸/۸±۸۴/۳۳	۳۵/۷±۵۴/۰۲	۰/۴۲ (-۱/۱۰ تا ۰/۲۵)			
	تسور فاشیالاتا (%max)	کنترل	۲۸/۴±۴۰/۵۸	۲۸/۵±۱۵/۳۴	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا ۰/۸۵)	F=۳/۲۴۵ P=۰/۱۷۴	F=۰/۲۱۵ P=۰/۵۱۳	F=۲/۳۳۹ P=۰/۳۲۸
		بازخورد	۲۷/۵±۸۴/۰۸	۲۵/۵±۷۱/۶۰	۰/۴۰ (-۱/۰۸ تا ۰/۲۷)			
	گلوتوس مدیوس (%max)	کنترل	۲۵/۶±۲۰/۶۷	۲۶/۴±۵۲/۹۵	۰/۰۴ (-۰/۷۹ تا ۰/۸۸)	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 ^ε (-۰/۲۰ تا ۱/۶۱)			
	بایسپس فموریس (%max)	کنترل	۳۰/۶±۰۴/۷۴	۳۰/۵±۲۲/۶۶	۰/۰۱ (-۰/۸۰ تا ۰/۸۴)	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 (-۰/۵۵ تا ۰/۲۲)			
	وستوس	کنترل	۳۱/۷±۴۵/۸۸	۳۱/۸±۵۹/۰۲	۰/۰۱	F=۲۲/۴۷۸	F=۶/۰۸۴	F=۱۰/۲۸۴

P=۰/۰۰۱*	P=۰/۰۲۳*	P=۰/۰۰۱*	(-۰/۸۱ تا -۰/۸۴)				مدیالیس (%max)	حداکثر فلکشن زانو
			۱/۱۳ ^ε (۰/۴۰ تا ۱/۸۵)	۴۳/۱۰±۵۵/۶۳ ^{%,a}	۳۲/۸±۸۵/۲۲	بازخورد		
F=۵/۴۶۹ P=۰/۰۴۳*	F=۲/۳۸۴ P=۰/۰۲۱۲	F=۶/۵۶۹ P=۰/۰۰۱۱*	۰/۰۵ (-۰/۷۷ تا -۰/۸۹)	۳۴/۶±۵۸/۱۵	۳۳/۵±۴۷/۱۱	کنترل	وستوس لترالیس (%max)	
			۱/۱۱ ^ε (-۱/۸۳ تا -۰/۳۹)	۲۸/۵±۴۴/۳۰ ^{%,}	۳۴/۶±۷۹/۰۸	بازخورد		
F=۳/۴۲۰ P=۰/۱۱۶	F=۱/۱۵۸ P=۰/۰۲۶۶	F=۴/۹۶۴ P=۰/۰۰۹۵	۰/۰۲ (-۰/۷۸ تا -۰/۹۱)	۲۵/۶±۱۹/۲۸	۲۶/۵±۱۱/۶۱	کنترل	تنسورفاشیالاتا (%max)	
			۰/۴۹ (-۱/۱۷ تا -۰/۱۹)	۲۳/۴±۸۵/۵۳	۲۶/۵±۳۱/۴۴	بازخورد		
F=۴/۶۰۱ P=۰/۰۷۴	F=۲/۰۸۱ P=۰/۱۰۲	F=۵/۴۸۳ P=۰/۰۰۲۹*	۰/۰۲ (-۰/۸۲ تا -۰/۸۸)	۳۱/۱۰±۰۷/۴۹	۳۰/۹±۴۹/۶۶	کنترل	گلویتوس مدیوس (%max)	
			۰/۵۹ (-۰/۰۹ تا ۱/۲۷)	۳۸/۱۲±۶۰/۵۲ ^{%,}	۳۱/۱۱±۵۵/۲۴	بازخورد		
F=۲/۶۲۸ P=۰/۰۲۱۰	F=۰/۹۱۶ P=۰/۰۴۱۲	F=۳/۷۵۱ P=۰/۱۲۹	۰/۰۱ (-۰/۸۵ تا -۰/۸۱)	۳۴/۱۰±۲۴/۱۱	۳۵/۸±۸۴/۶۱	کنترل	بایسپس فموریس (%max)	
			۰/۴۵ (-۱/۱۳ تا -۰/۲۲)	۳۰/۷±۶۸/۳۱	۳۴/۹±۴۹/۳۹	بازخورد		
F=۸/۴۶۶ P=۰/۰۰۱*	F=۴/۸۲۱ P=۰/۰۰۶۳	F=۱۴/۳۴۰ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۱ (-۰/۸۲ تا -۰/۸۴)	۲۱/۴±۸۸/۰۱	۲۱/۳±۱۵/۸۲	کنترل	وستوس مدیالیس (%max)	لحظه فرود
			۱/۳۹ ^ε (۰/۶۴ تا ۲/۱۴)	۲۶/۴±۱۹/۵۶ ^{%,a}	۲۰/۳±۶۷/۲۲	بازخورد		
F=۵/۴۱۸ P=۰/۰۰۴۶*	F=۱/۹۵۵ P=۰/۱۹۶	F=۶/۱۸۹ P=۰/۰۰۱۶*	۰/۰۱ (-۰/۸۵ تا -۰/۸۲)	۲۲/۳±۲۶/۴۸	۲۲/۳±۳۴/۶۰	کنترل	وستوس لترالیس (%max)	
			۰/۷۴ (-۱/۴۴ تا -۰/۰۵)	۱۹/۳±۱۱/۵۲ ^{%,}	۲۲/۴±۰۵/۴۷	بازخورد		
F=۹/۴۲۰ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۴۲۰ P=۰/۰۰۲۶*	F=۱۴/۶۱۷ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۷ (-۰/۹۴ تا -۰/۷۳)	۱۵/۲±۷۲/۲۴	۱۶/۲±۶۷/۷۹	کنترل	تنسورفاشیالاتا (%max)	
			۱/۷۱ ^ε (-۲/۵۰ تا -۰/۹۲)	۱۰/۲±۹۱/۸۸ ^{%,a}	۱۶/۳±۴۶/۵۶	بازخورد		
F=۵/۴۹۷ P=۰/۰۰۴۰*	F=۲/۶۲۷ P=۰/۰۲۳۹	F=۷/۶۸۴ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۴ (-۰/۸۸ تا -۰/۷۸)	۱۳/۳±۸۴/۵۲	۱۴/۴±۷۶/۲۱	کنترل	گلویتوس مدیوس (%max)	
			۱/۰۳ ^ε (۰/۳۲ تا ۱/۷۵)	۱۸/۴±۴۸/۳۰ ^{%,}	۱۴/۳±۲۰/۹۴	بازخورد		
F=۸/۰۰۱ P=۰/۰۰۱*	F=۵/۳۴۰ P=۰/۰۰۳۳*	F=۱۶/۱۴۰ P=۰/۰۰۱*	۰/۰۵ (-۰/۷۸ تا -۰/۸۸)	۱۹/۵±۷۴/۰۲	۲۰/۴±۵۷/۶۶	کنترل	بایسپس فموریس (%max)	
			۱/۶۹ ^ε (-۲/۴۷ تا -۰/۹۰)	۱۴/۲±۰۷/۱۳ ^{%,a}	۱۹/۴±۶۳/۱۳	بازخورد		

نتایج به صورت میانگین ± انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار ($P < ۰/۰۵$)؛ ^{%,} اختلاف معنادار پیش آزمون به پس آزمون؛ [†]، اندازه اثر (۹۵٪ فاصله اطمینان)؛ ^ε، اندازه اثر بزرگ دی کوهن (۰/۸)؛ نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی: a = تفاوت معنادار بین گروه بازخوردی و گروه کنترل

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

تکالیف حرکتی	متغیر	گروه	پیش آزمون	پس آزمون	اندازه اثر (CI 95%) †	p-value		
						اثر اصلی	اثر اصلی	اثر متقابل
پرش عمودی	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۲/۳±۶۷/۵۹	۱۲/۲±۳۲/۸۵	۰/۰۹ (-۰/۷۸ تا ۰/۵۶)	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 £ (-۱/۹۷ تا -۰/۵۰)			
پرش تاک	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۳/۳±۵۹/۸۲	۱۳/۳±۴۴/۵۵	۰/۰۴ (-۰/۷۱ تا ۰/۶۳)	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 £ (-۱/۸۹ تا -۰/۴۴)			
پرش کانترموومنت	ولگوس زانو (زاویه)	کنترل	۱۱/۳±۴۱/۵۰	۱۱/۳±۶۰/۴۳	۰/۰۵ (-۰/۶۱ تا ۰/۷۲)	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 [¥]	۰/۸۳ (-۱/۴۳ تا -۰/۰۴)			

نتایج به صورت میانگین $\pm$ انحراف استاندارد بیان شده است؛ *، اختلاف آماری معنادار ($P < ۰/۰۵$)؛ ¥، اختلاف معنادار پیش آزمون به پس آزمون؛ †، 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 نتیجه گیری

به طور کلی نتایج مطالعه حاضر بر اساس آزمون آماری آنالیز واریانس دو طرفه نشان داد که هشت هفته تمرینی بازخورد بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در ورزشکاران با نقص های 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 دقیق تر در فاز اکستریک پرش عمودی بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و نسور فاشیالاتا، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و نسور فاشیالاتا، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی بایسپس فموریس و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و بایسپس فموریس، دیده شد. در این پرش بیشترین بهبود را در فازهای اکستریک و لحظه فرود شاهد بودیم. در فاز اکستریک پرش تاک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس و تسور فاشیالاتا، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت

الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی تنسور فاشیالاتا و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، دیده شد. در فاز اکستریک پرش کانترموومننت بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، تنسور فاشیالاتا و بایسپس فموریس، در فاز کانستریک بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی گلوئتوس مدیوس، در فاز حداکثر فلکشن زانو بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضله وستوس لترالیس و در فاز لحظه فرود بهبود معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات وستوس لترالیس، تنسور فاشیالاتا و بایسپس فموریس، دیده شد. در این پرش بیشترین اثرگذاری مربوط به فازهای اکستریک 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 صلیبی قدامی شاهد کاهش فعالیت عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس و افزایش فعالیت عضلاتی وستوس لترالیس، تنسور فاشیالاتا 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 گلوئتوس مدیوس و کاهش فعالیت عضلات وستوس لترالیس، بایسپس فموریس و تنسور فاشیالاتا؛ را نه تنها 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 مداخله 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 تحت تأثیر 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 بهبوددهنده آسیب سنجهش فعالیت الکتریکی عضلات در فازهای مختلف فعالیت‌های پرشی، از

اهمیت بالایی برخوردار است. باین حال مطالعاتی که فعالیت الکتریکی عضلات را طی چهار فاز نشان داده باشد محدود است از طرفی تحقیقات کمی در زمینه بازخورد و فعالیت الکتریکی عضلات در دسترس است باین وجود نتایج برخی مطالعات نشان داد که بعد از اجرای تمرینات پرش-فروود میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئتوس مدیوس افزایش اما فعالیت عضله وستوس لترالیس کاهش می‌یابد (۲۶). در مطالعه 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 توسعه 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، به‌طور کلی 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-فروود (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 باین حال برخی مطالعات کینماتیک و کینتیک صفحه فرونتال را هم مورد بررسی قرار داده‌اند، به طور مثال هایللی اریکسون و همکارانش (۲۰۱۵) طی مطالعه‌ای تأثیر بازخورد در زمان واقعی بر روی کینماتیک‌های پرش فروود 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 فروود، پرداختند. نتایج مطالعات آن‌ها حاکی از کاهش گشتاور و زاویه ابداکشن زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله حین تکلیف پرش فروود بود. به طور دقیق‌تر حداکثر گشتاور زاویه ابداکشن زانو در طول فروود 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) مطالعه مرور نظامندی را با عنوان تأثیر بازخورد تکمیلی بر فعالیت پرش فروود انجام دادند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که بازخورد باعث بهبود عوامل بیومکانیک صفحه ساجیتال می‌شود و از این جهت پارامترهای آسیب رباط صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد، اما تأثیر کمی بر بیومکانیک صفحه فرونتال دارد (۱۴). در

مطالعه 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. درحالی که اکثر این مطالعات به اثر کوتاه مدت بازخورد توجه داشته اند در مطالعه ای هینترت و همکارانش (۲۰۲۱) اثر طولانی مدت 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 محدودیت های مطالعه حاضر می توان به این موارد اشاره کرد، باتوجه به استفاده از الکترومایوگرافی سطحی و به دلیل نزدیکی بین عضلات گلوئوس مدیوس و تنسورفاشیالاتا، و همچنین وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس ممکن است بین بیوسیگنال های عضلات Crosstalk اتفاق افتاده باشد، عدم بررسی کینتیک زانو جهت بررسی گشتاورها حین تکالیف پرشی و باتوجه به اینکه شرکت کنندگان در پژوهش حاضر مردان فعال بودند، نتایج حاصل از این تحقیق را نمی توان به همه افراد از جمله زنان، افراد مسن و یا با شاخص توده بدنی بالا تعمیم داد؛ بنابراین پیشنهاد می شود، شاخص های کینتیک از جمله گشتاورها نیز حین تکالیف عملکردی با شدت های متفاوت جهت ارائه اطلاعات دقیق تر از مؤثر بودن مداخله در طراحی پروتکل های تمرینی بررسی شود. همچنین از آنجایی که نسبت فعالیت عضلات همسترینگ داخلی بر خارجی بر میزان ولگوس زانو اثرگذار است؛ بنابراین در تحقیقی دیگر علاوه بر اثر بازخورد بر عضلات همسترینگ خارجی اثر آن بر عضلات همسترینگ داخلی هم مشخص شود. در نهایت پیشنهاد می شود 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.

نتیجه گیری کلی

در مطالعه حاضر نویسندگان تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بازخورد را در تکالیف پرش فرود بر متغیرهای بیومکانیکی ورزشکاران با نقص های 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 دقیق تر، بازخورد در هر سه پرش باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس و گلوئوس مدیوس (به ویژه در فازهای استریک و حداکثر فلکشن زانو) و کاهش فعالیت عضلات وستوس لترالیس، تنسورفاشیالاتا و بایسپس فموریس شد. همچنین بازخورد میزان جابه جایی داخلی زانو یا زاویه ولگوس زانو را در هر سه پرش به طور یکسان کاهش داد. در نتیجه بازخورد می تواند در برنامه های تمرینی و حین تکالیف عملکردی به عنوان یک مداخله مطلوب و اثرگذار بر الگوهای حرکتی مورد استفاده قرار گیرد.

تأیید اخلاقی

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

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 حق الزحمه، کمک هزینه 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 مورد بحث 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

- 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](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%2Fasjrm.31248>

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>