Journal of Research in Sport Rehabilitation
Vol 12. No 23. Spring 2024
131-143

WWW.RSR.BASU.AC.IR

Investigating the Immediate Effect of Dynamic Knee Valgus Correction on Athletes' Jumping Performance During the Stop-Jump Task: A Cross-Sectional Study

Balouchy, Ramin[1*]

1. Associated Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Science, Allameh Tabataba'I University, Tehran, Iran.

Received: May 2024; Accepted: June 2024

Keywords

Reactive strength index

Plyometric

Augmented feedback

Force plate

Landing

Abstract

Background and Aim: The effectiveness of the immediate augmented feedback on biomechanical risk factors is well established, but its relationship to athletes' plyometric performance remains unknown synchronously. Therefore, the purpose of this investigation was to determine if the immediate dynamic knee valgus (DKV) correction would affect the stop-jump Performance.

Methods: Twenty-one male recreational athletes with DKV participated in this investigation. Three-dimensional kinematics, force plate, and electromyography data were synchronously collected before and after augmented feedback-based immediate DKV correction during stop-jump task. The jumping performance was calculated by using the reactive strength index-modified (RSI_{mod}).

Results: The subjects in post-intervention significantly decreased adduction and internal rotation of the hip and increased maximum knee flexion during stop-jump task, which was accompanied by reduced vastus lateralis (VL), gluteus medius (Gmed), and tensor fasciae latae (TFL) muscles activity in the eccentric phase. Moreover, the subjects in post-intervention significantly increased time to take-off, accompanied by a decrease in RSI_{mod}.

Conclusion: Our findings exhibited that augmented feedback-based immediate DKV correction had a negative impact on athletes' jumping performance during the stop-jump task based on the RSI_{mod} index, as indicated by increased time to take off. This was probably due to increased maximum knee flexion and neuromuscular performance insufficiency.

* Corresponding Author: Tel: 09127188650
✉ Email: R.balouchy@gmail.com
Orcid Code: 0000-0003-1988-104X

Extended Abstract

Introduction

Jump landing as an integral part of the movements and skills is one of the most frequent actions in the sport and competitive game (1,2), and obviously, better jumping performance is directly related to its success. That is why the various exercises have been designed to increase the athletes' jumping performance often by enhancing the mechanisms of the stretching-shortening cycle and muscle strength (3). That is why the effectiveness of these exercises is usually evaluated by using different types of jump-landing-jump movement tasks such as the stop-jump task (4–6). On the other hand, these jump-landing-jump movement tasks, as an observational movement screening test, have become an increasing tool to identify subjects who display dysfunctional movement patterns; Simulating the movement patterns that is often associated with non-contact injuries including anterior cruciate ligament (ACL) injury within these sports (7–9).

In summary, most of the dysfunctional movement pattern-based studies focused on the effectiveness of interventions to reduce biomechanical risk factors during the jump-landing-jump-related tasks, and less attention has been paid to athletes' jumping performance as one of the most important components related to success in sports competitions. This is probably why sports coaches don't have the necessary motivation to implement such programs due to the emphasis on injury prevention programs without any evidence of their short and long-term effect on the plyometric performance of athletes (10,11). Although, some studies have been done in this field that investigated different jump-landing techniques (5,8,12), different stretching techniques (13–15), and augmented feedback (16–18) on jumping performance in healthy subjects without any biomechanical deficiencies, and often jumping performance has been defined as jumping height. Yet, no study thus far has described how augmented feedback-based immediate DKV correction effect athletes' jumping performance based on the reactive strength index-modified (RSI_{mod}).

Methods

This study was designed as a controlled laboratory study with a pre- to post-intervention trial. Twenty-one male recreational athletes with DKV were required for this study (age, 22.61 ± 2.27 years; mass, 71.25 ± 4.19 kg; height, 175.34 ± 4.64 cm), and were selected according to the study criteria. Participants were referred to the Motion Analysis Laboratory on one occasion and completed a single 1-hour testing session. Overall, each of the participants performed the stop-jump task on a force plate before and after receiving the augmented feedback intervention; Simultaneous recordings of the kinematics (120 Hz), electromyography (1200 Hz), and force plate (1200 Hz) data were performed on each trial.

To perform the stop-jump task, the participants were asked to run towards the force plates, quickly decelerate and jump with both feet on the force plate, and then immediately perform a two-footed maximal vertical jump.

In the augmented feedback intervention, first, the participants became aware of their dysfunctional movement patterns by using educational videos and images; The first part of the educational video content was about a standard stop-jump performed by an elite player, and in the second part the subjects were shown the recorded video of their own performance and of course similar videos and images of an athlete's movement faults. Then after a 5-minute of educational training, they were asked to perform jumping tasks correctly by focusing on the given education and instructions.

RSI_{mod} is used as a tool to measure the lower extremity explosive strength to assess the athletes' jumping performance. RSI_{mod} was calculated by dividing the vertical jump height by the time to take-off which indicates the athlete's jump ability relative to the duration of the applied force or time to take-off (19); Jump height was determined based on center of mass (COM) displacement, which was defined as an assumed point where all the body's mass is concentrated; Time to take-off was defined as the duration length of force-time between the initiation of jump and take-off (19–21).

Results

The subjects at the post-intervention exhibited significantly less hip adduction in the eccentric phase ($P = .001$) and at the maximum knee flexion position ($P = .001$), and less hip internal rotation in the eccentric phase ($P = .005$) and at the maximum knee flexion position ($P = .005$). In addition, the subjects at the post-intervention exhibited significantly more knee flexion at the maximum knee flexion position ($P = .001$). Also, there was no significant difference in ankle kinematic parameters ($P \geq 0.05$).

Moreover, in terms of muscle activation, the subjects at the post-intervention exhibited significantly less VL activity in the eccentric phase ($P = .030$), less Gmed activity in the eccentric phase ($P = .030$), and less TFL activity in the eccentric ($P = .040$) and concentric ($P = .019$) phases. Finally, about athletes' jumping performance, there was no difference in the amount of mean jump height between pre-and post-intervention ($P = .0.54$), but the subjects at the post-intervention exhibited more time to take-off ($P = .001$) and consequently less RSI_{mod} ($P = .001$).

Discussion

In conclusion, although augmented feedback intervention immediately improves landing-related biomechanical deficiencies without disturbing the athletes' jumping height during the stop-jump task; But, athletes' jumping performance was decreased based on the RSI_{mod} index, as indicated by increased time to take-off; Which was probably due to increased maximum knee flexion and neuromuscular performance insufficiency. Nevertheless, we only investigated the immediate effect of the DKV correction by using augmented feedback on jumping performance, and new studies must be conducted to investigate the long-term effect of the biomechanical deficiencies correction including the DKV, as an obtained new movement pattern, on athletes' jumping performance; As an evidence-based sports injury prevention program

Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflicting interests.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants and Motion Analysis Laboratory staff for the collaboration to make this study.

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۲، شماره ۲۳، بهار ۱۴۰۳
۱۳۱-۱۴۳

WWW.RSR.BASU.AC.IR

بررســی اثر کینزیوتیپینگ و فیدبک خارجی در زمان واقعی بر عملکرد لندام تحتانی حین تکلیف اســکات تک پا در افراد با راســتای تیبیوفمورال واروس: یک مطالعه مقطعی

رامین بلوچی*[1]

۱- دانشیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

دریافت: اردیبهشت ۱۴۰۳؛ پذیرش: خرداد ۱۴۰۳

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

شاخص قدرت واکنشی

پلایومتریک

بازخورد بیرونی

صفحه نیرو

فرود

چکیده

زمینه و هدف: اثربخشی بارخورد بیرونی آنی بر کاهش عوامل خطرزا بیومکانیکی به خوبی ثابت شده است، اما به طور همزمان ارتباط آن با عملکرد پلایومتریک ورزشکاران ناشناخته باقی مانده است. بنابراین، هدف از مطالعه حاضر بررسی اصلاح آنی ولگوس دینامیک زانو (DKV) بر عملکرد پرشی ورزشکاران تفریحی حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump بود.

روش بررسی: بیست و یک ورزشکار تفریحی مرد با نقص حرکتی DKV در این تحقیق شرکت کردند. اطلاعات کینماتیکی، کینتیکی، و الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی به طور همزمان قبل و بعد از ارائه آنی بازخورد بیرونی مبتنی بر اصلاح نقص حرکتی DVK حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump ثبت شد. قابل ذکر است که عملکرد پرشی بر اساس شاخص قدرت واکنشی تعدیل شده (RSI_{mod}) محاسبه و بیان شد.

نتایج: ارائه آنی بازخورد بیرونی به طور قابل‌توجهی موجب کاهش اداکشن و چرخش داخلی مفصل هیپ و افزایش حداکثر فلکشن زانو حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump شد، که با کاهش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس لترالیس (VL)، گلوتئوس مدیوس (Gmed) و تنسور فاشیا لاتا (TFL) همراه بود. علاوه بر این، افراد پس از مداخله به طور قابل توجهی زمان تیک آف را افزایش دادند که با کاهش عملکرد پرشی بر اساس شاخص RSI_{mod} بود.

نتیجه‌گیری: یافته‌های حاصل از پژوهش حاضر حاکی از این بود که اصلاح آنی نقص حرکتی DKV مبتنی بر ارائه بازخورد بیرونی تأثیر منفی بر عملکرد پرشی ورزشکاران حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump بر اساس شاخص RSI_{mod} دارد، که به دلیل افزایش حداکثر فلکشن زانو و متعاقبا افزایش زمان تیک آف حین فرود بود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۲۷۱۸۸۶۵۰
✉ پست الکترونیکی: R.balouchy@gmail.com

مقدمه

تکالیف حرکتی پرش فرود به عنوان یکی از متداول ترین حرکات و مهارت‌های ورزشی در بازی‌ها و مسابقات ورزشی در نظر گرفته می‌شود (۱,۲). بدیهی است که عملکرد پرشی بهتر با موفقیت در مسابقات ورزشی ارتباط مستقیمی دارد. با توجه به اهمیت این موضوع تمرینات مختلفی با هدف افزایش عملکرد پرشی ورزشکاران اغلب با افزایش مکانیسم سیکل کششی-کوتاهی (SSC) و همچنین قدرت عضلانی طراحی شده است (۳). در همین راستا اثربخشی این تمرینات معمولاً با استفاده از انواع مختلفی از تکالیف حرکتی پرش فرود مانند تکلیف حرکتی Stop-jump ارزیابی می‌شود (۴,۵). از سوی دیگر، این تکالیف حرکتی پرش فرود، به عنوان یک آزمون غربالگری حرکتی مشاهده‌ای، به ابزاری در حال افزایش برای شناسایی افراد با الگوهای حرکتی ناکارآمد تبدیل شده‌اند. در واقع متخصص ورزشی با استفاده از این آزمون‌ها الگوهای حرکتی را که اغلب با آسیب‌های غیر برخوردی از جمله آسیب لیگامنت صلیبی قدامی (ACL) همراه است شناسایی می‌کند (۶,۷).

بین محققین این اتفاق نظر وجود دارد که الگوهای حرکتی ناکارآمد، که به عنوان نقص‌های کنترل عصبی عضلانی (۸) نیز شناخته می‌شوند، در حین انجام تکالیف حرکتی مرتبط با پرش فرود به عنوان عوامل خطرزا بیومکانیکی می‌توانند افراد را در معرض آسیب‌های غیر برخوردی قرار دهند (۹,۱۰). به طور ویژه، کاهش زاویه فلکشن زانو و افزایش زاویه ولگوس دینامیک زانو (DKV) حین فرود منجر به افزایش بارهای تحمیل شده بر ACL می‌شود که متعاقباً خطر آسیب‌دیدگی را افزایش می‌دهد (۱۱). DKV در واقع به عنوان ترکیبی از حرکات کنترل نشده بیش از چرخش داخلی و ادداکشن هیپ و همچنین چرخش خارجی و ابداکشن زانو تعریف می‌شود (۱۲,۱۳). اگرچه، نشان داده شده است که بدراستایی‌های اندام تحتانی و جنسیت ممکن است به طور مستقیم بر عملکرد بیومکانیکی افراد تأثیر بگذارد (۱۴). خوشبختانه، به خوبی ثابت شده است که بسیاری از الگوهای حرکتی ناکارآمد را می‌توان با ارائه دستورالعمل‌های اصلاحی بهبود بخشید (۸,۱۵). توصیه‌های متعددی جهت استفاده از اشکال مختلف بازخورد در زمان واقعی یا بلافاصله پس از تمرین، با هدف کنترل و اصلاح نقص‌های بیومکانیکی از طریق تغییرات عصبی عضلانی شده است (۸,۱۵). با این حال، فرود با فلکشن بیشتر زانو، که در حال حاضر به عنوان یک پارامتر بیومکانیکی جهت کاهش بار روی ACL توصیه شده است (۱۶)، با کاهش ارتفاع پرش عمودی همراه است (۱۷). به همین دلیل است که ورزشکاران تمایل دارند تکالیف حرکتی پرش فرود را با حداقل زاویه فلکشن زانو در فاز اکسنتریک انجام دهند تا عملکرد پرشی خود را در طول مسابقه به حداکثر برسانند (۱)، که این استراتژی با برنامه‌های پیشگیری از آسیب توصیه شده در تضاد است.

به طور خلاصه، اکثر مطالعات مبتنی بر الگوی حرکتی ناکارآمد به بررسی اثربخشی مداخلات در کاهش عوامل خطرزا بیومکانیکی حین انجام تکالیف حرکتی پرش فرود تمرکز کرده‌اند و توجه کمتری به عملکرد پرشی ورزشکاران به عنوان یکی از مولفه های مهم مرتبط با موفقیت در مسابقات ورزشی شده است. احتمالاً به همین دلیل است که مربیان ورزشی با وجود تأکید بر انجام برنامه‌های پیشگیری از آسیب، انگیزه لازم را برای اجرای چنین برنامه‌هایی ندارند، بدون اینکه شواهدی دال بر تأثیر کوتاه و طولانی مدت تمرینات بر عملکرد پلایومتریک ورزشکاران وجود داشته باشد (۱۸). اگرچه، مطالعاتی در این زمینه انجام شده است که تکنیک‌های مختلف پرش فرود (۱۷,۱۹)، تکنیک‌های کششی مختلف (۲۰,۲۱) ، و بازخورد بیرونی (۲۲,۲۳)را بر عملکرد پرشی افراد سالم بدون هیچ گونه اختلالی بررسی کرده‌اند. قابل ذکر است که در این مطالعات عملکرد پرشی به عنوان ارتفاع پرش تعریف شده بود که در واقع زمان تیک آف را در نظر نگرفته بودند. با این حال، تاکنون هیچ مطالعه‌ای بر بررسی اثر آنی اصلاح نقص حرکتی DKV مبتنی بر ارائه بازخورد بیرونی بر عملکرد پرشی ورزشکاران بر اساس شاخص قدرت واکنشی (RSI) نپرداخته است. بنابراین، با توجه به اهمیت استفاده از مداخلات مناسب مبتنی بر شواهد علمی توسط متخصصان ورزشی و مربیان، هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر آنی اصلاح نقص حرکتی DKV حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump بر عملکرد پرشی ورزشکاران بر اساسا شاخص RSI بود. قابل ذکر است، بر اساس ادبیات موجود، فرضیه تحقیق بر این استدلال است که مداخلات بازخورد بیرونی بلافاصله کینماتیک اندام تحتانی را بهبود می‌بخشد.

روش تحقیق

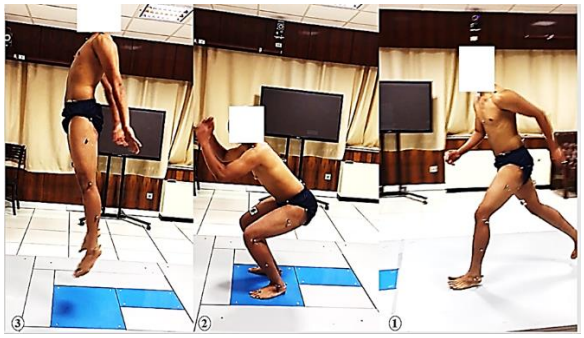
این مطالعه به عنوان یک مطالعه آزمایشگاهی کنترل شده با طرح پیش آزمون-پس آزمون می‌باشد. با توجه به نرم افزار G. Power نسخه ۳.۱.۰ (Franz Faul, University of Kiel, Kiel, Germany)، بر اساس آزمون آماری تی زوجی و با فرض توان ۰/۸۵، اندازه اثر ۰/۷ و سطح معناداری ۰/۰۵، بیست و یک ورزشکار مرد تفریحی با نقص حرکتی DKV برای این مطالعه مورد نیاز بودند (سن، ۲.۲۷ ± ۲۲.۶۱ سال، وزن، ۴.۱۹ ± ۷۱.۲۵ کیلوگرم، قد، ۴.۶۴ ± ۱۷۵.۳۴ سانتی متر)، که بر اساس معیارهای مطالعه انتخاب شدند. همچنین، نقص حرکتی DKV به عنوان وضعیت تعریف شد که فرد در وضعیت استاتیک دارای راستای اندام تحتانی نرمال با کشکک رو به جلو می‌باشد، در حالی که در وضعیت دینامیک (تست پرش تاک)، والگوس بیش از حد زانو را نشان می‌دهند که بصورت مشاهده‌ای توسط متخصص حرکات اصلاحی مجرب ارزیابی شد. جهت انجام پرش تاک از شرکت کنندگان خواسته شد تا پرش عمودی حداکثری را بصورت متوالی با حداکثر سرعت برای مدت ۱۰ ثانیه انجام دهند. در این پژوهش ورزشکار تفریحی به عنوان فردی تعریف شد که حداقل سه بار در هفته به مدت حداقل ۳۰ دقیقه در فعالیت های ورزشی شرکت کند.

معیارهای ورود به تحقیق عبارت بودند از: سن بین ۱۸ تا ۲۵ سال، داشتن شاخص توده بدنی نرمال (BMI) بین ۱۸ تا ۲۴، دامنه حرکتی نرمال دورسی فلکشن مچ پا حداقل ۲۰ درجه بر اساس تست weight bearing lung test (۲۴)، و اداکشن و چرخش داخلی هیپ (والگوس بیش از حد زانو) در مرحله فرود که توسط متخصص ورزش اصلاحی مشاهده شد. همچنین معیارهای خروج از تحقیق شامل: هر گونه آسیب اسکلتی عضلانی در دو ماه گذشته یا آسیب اندام تحتانی در شش ماه گذشته، جراحی اندام تحتانی یا شکستگی در یک سال گذشته، و داشتن هر گونه شرایط عصبی و پاتولوژیک بود. قبل از انجام آزمون، تاییدیه اخلاقی توسط کمیته اخلاق دانشگاه علامه طباطبایی (IR.ATU.REC.1401.050) اخذ شد و کلیه شرکت کنندگان رضایت نامه آگاهانه کتبی ارائه کردند.

روش اجرا

در مطالعه حاضر، شرکت کنندگان در یک نوبت به آزمایشگاه آنالیز حرکت موفقیان تهران ارجاع داده شدند و یک جلسه تست ۱ ساعته را تکمیل کردند. از آنها خواسته شد تا با لباس‌های ورزشی راحت و بدون کفش جهت پیگیری از تأثیر تفاوت‌های کفش حاضر شوند. به طور کلی، هر یک از شرکت‌کنندگان قبل و بعد از دریافت مداخله بازخورد بیرونی، تکلیف حرکتی Stop-jump را روی صفحه نیرو (۶۰ سانتی‌متر در ۵۰ سانتی‌متر، کیستلر، AA۶۹۲۶۰، سوئیس) انجام دادند. ثبت همزمان داده¬های کینماتیکی (۱۲۰ هرتز)، للکترومیوگرافی (۱۲۰۰ هرتز)، و کینتیکی (۱۲۰۰ هرتز) در هر تکرار از آزمون انجام شد. هر آزمودنی تکلیف حرکتی Stop-jump را برای ۳ تکرار با فاصله استراحت ۳۰ ثانیه انجام داد و میانگین ۳ تکرار برای تجزیه و تحلیل آماری در نظر گرفته شد. قبل از آزمون، هر شرکت‌کننده یک رکاب زدن ۵ دقیقه‌ای را با سرعتی که خود انتخاب می‌کرد و مقاومت کم را به عنوان گرم کردن انجام داد.

جهت انجام تکلیف حرکتی Stop-jump، از شرکت کنندگان خواسته شد تا به سمت صفحه نیرو با حداکثر سرعت دویده و سپس سرعت خود را بطور ناگهانی کاهش داده و با هر دو پا روی صفحه نیرو بپرند (فاز اکسنتریک)، و در مرحله بعد بلافاصله یک پرش عمودی حداکثر را (فاز کانسنتریک) انجام دهند. همچنین به آنها دستور داده شد که از نوسان دست‌ها استفاده کنند (۷) (شکل ۱).



شکل ۱. آزمودنی در حال انجام تکلیف حرکتی Stop-Jump روی صفحه نیرو : دویدن با حداکثر سرعت به سمت صفحه نیرو (۱)، توقف ناگهانی و آماده برای پرش عمودی (۲) بلافاصله انجام پرش عمودی حداکثری (۳)

جهت ارائه مداخله بازخورد بیرونی، ابتدا شرکت کنندگان با استفاده از فیلم‌ها و تصاویر آموزشی از نقص حرکتی خود آگاه شدند. در مرحله بعد ابتدا محتوای ویدئویی آموزشی مرتبط چگونگی اجرای استاندارد تکلیف حرکتی stop-jump توسط یک بازیکن نخبه به فرد نمایش داده شد. سپس نقص حرکتی خود ورزشکار حین انجام تکلیف حرکتی بواسطه فیلم ضبط شده از عملکرد خود او نمایش داده شد. پس از ۵ دقیقه آموزش اصلاحی و مانیتورینگ حرکت ورزشکار از او خواسته شد تا با تمرکز بر آموزش و دستورالعمل های داده شده، تکلیف حرکتی stop-jump را به درستی انجام دهند. قابل ذکر است که ارائه راهبردهای اصلاحی مبتنی بر بازخورد بیرونی توسط متخصص ورزش انجام شد. دستورالعمل‌های اصلاحی جهت اصلاح نقص حرکتی DKV شامل این موارد بود: هنگام پرش و فرود زانوهای خود را از هم باز نگه دارید، در تمام مراحل کشکک رو به جلو باشد و از نزدیک شدن آنها به خط میانی بدن در هر دو مرحله فرود (فاز اکسنتریک) و پرش (فاز کانسنتریک) جلوگیری کنید در حالی که تمام تلاش خود را در انجام حداکثر پرش عمودی انجام می‌دهید. بطور کلی مداخله بازخورد بیرونی شامل دو بخش تماشای فیلم آموزشی و آموزش اصلاحی بود. شایان ذکر است، فاصله زمانی بین آموزش به همراه دستورالعمل های اصلاحی و آزمون کمتر از یک دقیقه بود. لازم به ذکر است در طول آزمون هیچ بازخوردی به شرکت کنندگان داده نشد.

روش اندازه‌گیری شاخص قدرت واکنشی تعدیل شده (RSImod)

RSImod به عنوان ابزاری جهت اندازه‌گیری قدرت انفجاری اندام تحتانی برای ارزیابی عملکرد پرشی ورزشکاران استفاده می‌شود. در مطالعه حاضر RSImod با تقسیم ارتفاع پرش عمودی بر زمان تیک آف از زمین محاسبه شد که نشان دهنده توانایی پرشی ورزشکار نسبت به مدت زمان نیروی اعمال شده یا زمان تیک آف است (۲۵). ارتفاع پرش عمودی بر اساس جابجایی مرکز جرم (COM) تعیین شد، که به عنوان یک نقطه فرضی که در آن تمام جرم بدن متمرکز است تعریف می‌شود. زمان تیک آف به عنوان مدت زمان نیرو-زمان بین شروع پرش و برخاستن (آستانه نیرو به عنوان ۵٪ وزن بدن فرد با استفاده از Nexus و نرم افزار MATLAB تعریف شد) (۲۵،۲۶). قابل ذکر است، نشان داده شده است که RSImod یک معیار قابل اعتماد و معتبر (۲۵)، و روشی عملی برای ارزیابی عملکرد انفجاری اندام تحتانی (۲۷) می‌باشد.

اندازه‌گیری فعالیت الکترومایوگرافی عضلات

از للکترومیوگرافی سطحی وایرلس (EMG، Myon m320RX، شوارتزنبرگ، سوئیس) جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس (VM)، واستوس لترالیس (VL)، گلوتئوس مدیوس (Gmed)، تنسور فاشیا لاتا (TFL) عضله بایپس فموریس (BF) و سمی تندینوسیس (ST) استفاده شد. قبل از اجرای آزمون در مرحله الکترودگذاری بر اساس توصیه‌های SENIAM [۳۶]، از الکترودهای سطحی نقره-کلراید یکبار مصرف مدل F-RG ساخت شرکت Skintact کشور آلمان استفاده شد.

فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریبا cm2.5 بود که در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر بر اساس پروتکلSENIAM قرار گرفت. قابل ذکر است که جهت مشخص کردن پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد به توپ ضربه بزنند (۲۸). همچنین جهت کاهش مقاومت پوست (Reduce skin impedance) جهت افزایش کیفیت دریافت بیوسیگنال‌های عضلانی، سطح پوست تراشیده، سمباده کشیده و با الکل ۷۰٪ تمیز شد. سیگنال‌های الکتریکی عضلات با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی وایرلس برند Myon (۱۶ کاناله، ساخت کشور سوئیس) با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت و سپس نویز داده‌ها با پهنای باند ۱۰ تا ۴۵۰ Hz فیلتر (band-pass filtered) شد. داده¬های ثبت شده با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور (RMS) جهت تعیین میزان فعالیت امواج تجزیه و تحلیل گردید. به منظور نرمالسازی داده‌ها، فعالیت هر عضله بر اساس درصدی از بیشترین RMS سیگنال در طول فعالیت نرمال و بیان شد. همچنین برای تحلیل سیگنال‌های خام از نرم افزار Matlab (Mathworks, Natick, version 7.12.0, USA) استفاده شد.

اندازه‌گیری کینماتیک اندام تحتانی

قبل از انجام آزمون، جهت ارزیابی کینماتیک اندام تحتانی حین تکلیف حرکتی Stop-jump، ۱۸ مارکر بازتابنده آناتومیکی با قطر ۱۵ میلی‌متر در هر دو پا به روش پلاگین گیت (Plug-in-gait) 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 قدامی فوقانی (ASIS)، خار خاصره خلفی فوقانی (PSIS) در هر فرد نصب شد. علاوه بر این، برای به دست آوردن ارتفاع پرش بر اساس جابجایی COM آزمودنی، شش نشانگر آناتومیکی به پروگزیمال و دیستال جناغ سینه، هر دو آکرومیون، مهره هفتم گردنی و مهره دهم سینه¬ای متصل شد. پس از آن، از شرکت کنندگان خواسته شد تا در یک موقعیت مرجع استاتیک با پاهای موازی و به اندازه عرض شانه از هم بایستند تا یک آزمایش کالیبراسیون ایستا برای تعیین سیستم مختصات بخش آناتومیکی انجام دهند.

برای ثبت داده‌های کینماتیکی، از یک سیستم آنالیز حرکت سه‌بعدی ده دوربین (Vicon MX System؛ Oxford Metrics، Oxford، UK) با نرخ نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز جهت اندازه‌گیری زوایای مفصل هیپ، زانو، و مچ پا در هر سه صفحه حرکتی ساجیتال، فرونتال، و ترنسورس حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump قبل و بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی استفاده شد. میانگین زوایای هر سه مفصل در دو فاز حرکتی اکسنتریک (از لحظه تماس پا با صفحه نیرو تا حداکثر فلکشن زانو)، کانسنتریک (از حداکثر فلکشن زانو تا جدا شدن پا از صفحه نیرو) و در موقعیت حداکثر فلکشن زانو جهت تجزیه و تحلیل استفاده شد (۲۹,۳۰). تجزیه و تحلیل داده‌ها شامل مسیرهای مارکرها، پردازش سیگنال و به دست آوردن کینماتیک سه بعدی و ارتفاع پرش با استفاده از نرم افزار نکسوس (Vicon Nexus) نسخه ۲.۵ و(Mathworks, Natick, MA) MATLAB انجام شد.

تجزیه و تحلیل آماری

جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیرو ویلک (Shapiro-Wilk) استفاده شد. با توجه به نرمان بودن توزیع داده‌ها از آزمون تی زوجی برای مقایسه عملکرد پرشی، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات، و پارامترهای کینماتیکی قبل و بعد از ارائه بازخورد بیرونی استفاده شد. تمام داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ (Microsoft Corp., Redmond, WA) محاسبه و سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج مطالعه

بیست و یک ورزشکار مرد تفریحی با نقص حرکتی DKV در مطالعه حاضر شرکت کردند (سن، ۲.۲۷ ± ۲۲.۶۱ سال، وزن، ۴.۱۹ ± ۷۱.۲۵ کیلوگرم، قد، ۴.۶۴ ± ۱۷۵.۳۴ سانتی متر). در مرحله پس آزمون، نتایج مطالعه حاضر حاکی از کاهش زاویه اداکشن هیپ در فاز اکسنتریک (P =۰/۰۰۱) و در موقعیت حداکثر فلکشن زانو (P=۰/۰۰۵)، و همچنین کاهش چرخش داخلی هیپ در فاز اکسنتریک (P =۰/۰۰۳) و در موقعیت حداکثر فلکشن زانو (P =۰/۰۰۱) بود.

جدول ۱- کینماتیک اندام تحتانی حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump قبل و بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی

متغییرها			قبل از مداخله	بعد از مداخله	*p* value
هیپ (°)	اکسنتریک	ساجیتال	۵۸/۲۹ ± ۱۰/۸۵	۶۱/۸۳ ± ۹/۶۱	۰/۰۲۰*
		فرونتال	-۲/۵۴ ± ۴/۷۳	-۷/۲۱ ± ۳/۵۸	۰/۰۰۱*
		ترنسورس	۹/۹۷ ± ۱۵/۰۲	۵/۸۹ ± ۱۶/۹۴	۰/۰۰۵*
	کانسنتریک	ساجیتال	۳۹/۶۳ ± ۱۱/۵۸	۴۵/۴۸ ± ۱۲/۰۲	۰/۰۰۲*
		فرونتال	-۱/۷۰ ± ۴/۲۰	-۶/۵۰ ± ۲/۹۰	۰/۰۰۱*
		ترنسورس	۷/۵۳ ± ۱۴/۰۳	۳/۷۲ ± ۱۵/۷۱	۰/۰۰۸*
	حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۶۱/۲۵ ± ۱۳/۳۷	۶۷/۰۷ ± ۱۱/۶۶	۰/۰۰۲*
		فرونتال	۰/۶۰ ± ۴/۵۷	-۵/۵۱ ± ۳/۸۳	۰/۰۰۱*
		ترنسورس	۹/۶۸ ± ۱۴/۸۷	۵/۰۴ ± ۱۷/۰۳	۰/۰۰۵*
زانو (°)	اکسنتریک	ساجیتال	۵۲/۶۰ ± ۱۰/۱۰	۵۴/۷۴ ± ۷/۸۹	۰/۰۰۳*
		فرونتال	۹/۶۳ ± ۱۳/۳۶	۱۱/۹۸ ± ۱۱/۰۹	۰/۰۳۴*
		ترنسورس	۶/۶۸ ± ۹/۳۲	۱۱/۹ ± ۱۲/۸۶	۰/۰۹۵
	کانسنتریک	ساجیتال	۵۲/۶۶ ± ۱۰/۲۷	۵۶/۶۴ ± ۹/۱۲	۰/۰۲۸*
		فرونتال	۷/۹۳ ± ۱۲/۸۳	۱۰/۶۶ ± ۱۲/۰۱	۰/۰۱۸*

		ترنسورس	۷/۰۷ ± ۱۲/۳۱	۱۱/۰۱ ± ۱۴/۰۳	۰/۲۲۲
	حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۷۷/۰۷ ± ۱۰/۶۸	۸۲/۰۶ ± ۱۰/۰۷	۰/۰۰۱*
		فرونتال	۷/۴۹ ± ۱۶/۸۹	۱۱/۹۴ ± ۱۵/۵۸	۰/۰۰۱*
		ترنسورس	۱۴/۵۳ ± ۱۳/۱۳	۱۹/۸۶ ± ۱۶/۲۵	۰/۱۰۳
مچ پا (°)	اکسنتریک	ساجیتال	۹/۵۲ ± ۵/۲۹	۱۰/۷۸ ± ۵/۴۸	۰/۱۳۱
		فرونتال	۵/۶۵ ± ۳/۲۵	۵/۵۰ ± ۳/۸۷	۰/۷۹۶
		ترنسورس	-۲۳/۹۲ ± ۱۳/۰۱	-۲۲/۵۷ ± ۱۴/۱۶	۰/۵۶۵
	کانسنتریک	ساجیتال	۱۴/۰۸ ± ۸/۳۷	۱۵/۳۳ ± ۷/۰۹	۰/۴۲۳
		فرونتال	۵/۸۵ ± ۳/۵۶	۵/۶۷ ± ۴/۲۶	۰/۸۲۶
		ترنسورس	-۲۴/۴۶ ± ۱۳/۸۱	-۲۲/۵۰ ± ۱۵/۱۰	۰/۵۲۷
	حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۲۷/۳۰ ± ۶/۶۲	۲۸/۴۴ ± ۶/۶۸	۰/۴۰۱
		فرونتال	۷/۴۶ ± ۳/۳۶	۷/۳۸ ± ۴/۲۲	۰/۹۱۰
		ترنسورس	-۳۰/۶۱ ± ۱۲/۰۳	-۲۹/۰۹ ± ۱۳/۶۵	۰/۵۶۷

علاوه بر این، آزمودنی‌ها در مرحله بعد از مداخله، به طور قابل‌توجهی افزایش فلکشن زانو را در هر سه فاز حرکتی: فاز اکسنتریک (P =۰/۰۰۳)، فاز کانسنتریک (P =۰/۰۲۸)، و موقعیت حداکثر خم شدن زانو (P =۰/۰۰۱) نشان دادند. همچنین تفاوت معنی داری در پارامترهای مرتبط با کینماتیک مچ پا بین قبل و بعد از ارائه مداخله (P > ۰/۰۵) مشاهده نشد (جدول ۱).

جدول ۲- فعالیت الکترومایوگرافی اندام تحتانی حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump قبل و بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی

عضلات (% Peak RMS)		قبل از مداخله	بعد از مداخله	*p* value
وستوس مدیالیس	*اکسنتریک*	۲/۴۶ ± ۰/۶۷	۲/۲۹ ± ۰/۷۵	۰/۲۶۵
	کانسنتریک	۲/۴۸ ± ۰/۵۸	۲/۵۵ ± ۰/۵۷	۰/۵۴۲
وستوس لترالیس	*اکسنتریک*	۲/۴۵ ± ۰/۶۴	۲/۱۲ ± ۰/۶۲	۰/۰۳۰*
	کانسنتریک	۲/۴۸ ± ۰/۶۷	۲/۳۷ ± ۰/۷۶	۰/۳۸۹
گلوتئوس مدیوس	*اکسنتریک*	۲/۰۹ ± ۱/۱۱	۱/۸۰ ± ۱/۰۱	۰/۰۳۰*
	کانسنتریک	۲/۴۵ ± ۰/۷۵	۲/۴۳ ± ۰/۴۹	۰/۹۲۸
تنسور فاشیا لاتا	*اکسنتریک*	۲/۱۶ ± ۰/۷۶	۱/۸۲ ± ۰/۹۴	۰/۰۴۰*
	کانسنتریک	۲/۴۶ ± ۰/۶۵	۲/۰۵ ± ۰/۸۶	۰/۰۱۹*
بایسپس فموریس	*اکسنتریک*	۱/۳۷ ± ۰/۶۳	۱/۱۹ ± ۰/۵۱	۰/۲۷۰
	کانسنتریک	۲/۳۰ ± ۱/۰۴	۲/۴۶ ± ۱/۱۵	۰/۵۲۶
سمی تندینوسیس	*اکسنتریک*	۲/۰۲ ± ۰/۸۳	۱/۷۰ ± ۰/۸۹	۰/۰۷۷
	کانسنتریک	۱/۳۱ ± ۰/۵۸	۱/۵۹ ± ۰/۹۲	۰/۲۲۵

mean ± SD. *Significant level: p ≤ .05. ^

جدول ۱- پارامترهای مرتبط با عملکرد پرشی حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump قبل و بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی

متغیر	قبل از مداخله	بعد از مداخله	*p* value
RSI_{mod} (m/s)	۱/۹۰ ± ۰/۵۹	۱/۶۰ ± ۰/۵۱	۰/۰۰۱*
ارتفاع پرش (m)	۰/۵۸ ± ۰/۰۷	۰/۵۵ ± ۰/۰۷	۰/۰۵۴
زمان تیک آف (s)	۰/۳۲ ± ۰/۶۹	۰/۳۶ ± ۰/۷۶	۰/۰۰۱*

mean ± SD. *Significant level: p ≤ .05

علاوه بر این، از منظر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، نتایج مطالعه حاضر حاکی از کاهش قابل توجه در فعالیت

الکتریکی عضلات VL (P =۰/۰۳)، Gmed (P =۰/۰۳)، و TFL (P =۰/۰۴) بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی در فاز اکسنتریک تکلیف حرکتی Stop-jump بود (جدول ۲). در نهایت، در رابطه با عملکرد پرشی ورزشکاران، تفاوتی در میزان ارتفاع پرش عمودی بین قبل و بعد از ارائه مداخله فیدبک بیرونی وجود نداشت (P =۰/۵۸)، اما ارائه مداخله با افزایش زمان تیک آف (P =۰/۰۱) و متعاقبا کاهش عملکرد پرشی بر اساس شاخص RSI_{mod} (P =۰/۰۱) بود (جدول ۳).

بحث

هدف از این مطالعه حاضر تعیین این بود که آیا اصلاح آنی نقص حرکتی DKV مبتنی بر ارائه بازخورد بیرونی به طور همزمان بر عملکرد پرشی ورزشکاران حین انجام تکلیف حرکتی پرش-فرود تأثیر می‌گذارد یا خیر؟. همانطور که انتظار می‌رفت، از منظر بیومکانیکی، نتایج مطالعه حاضر با بسیاری از مطالعات مشابه مبنی بر اثر آنی بازخوردهای بیرونی بر بهبود پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی حین تکالیف حرکتی مختلف مطابقت داشت (۱۵،۲۹،۳۱). با این حال، با توجه به توصیه کنترل DKV و افزایش خم شدن زانو در حین انجام وظایف فرود به عنوان یک برنامه پیشگیری از آسیب (۱۱،۱۶)، مطالعه حاضر به طور مستقل بیان می‌کند که ارائه بازخورد بیرونی با بهبود الگوی حرکتی افراد حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump همراه است و از منظر بیومکانیکی به کاهش خطر آسیب‌های غیر برخوردی کمک می‌کند. علاوه بر کاهش اداکشن و چرخش داخلی هیپ، ما شاهد افزایش اداکشن زانو در تمام مراحل تکلیف حرکتی Stop-jump بعد از ارائه مداخله بودیم. شایان ذکر است که ما تأثیر اصلاح آنی نقص حرکتی DKV را بر کینتیک مفاصل اندام تحتانی ارزیابی نکردیم. بنابراین، مطالعات آینده باید مکانیک داخلی مفاصل اندام تحتانی را جهت بهبود دقت و جامعیت بررسی تحقیق از طریق شبیه‌سازی محاسباتی بررسی کنند (۳۲).

در عملکرد نسبی پرش، آزمودنی‌ها در طول پس از مداخله زمان بلند شدن را افزایش دادند و در نتیجه شاخص RSImod را کاهش دادند در حالی که هیچ تفاوتی در ارتفاع پرش بین قبل و بعد از ارائه مداخله مشاهده نشد. این افزایش زمان تیک آف را پس از مداخله می توان با داده‌های کینمیاتیکی توجیه کرد. نتایج مطالعه حاضر حاکی از افزایش حداکثر فلکشن زانو پس از ارائه مداخله بازخورد بیرونی بود که مطالعات مشابه نشان داده‌اند که با زمان تیک آف همبستگی منفی دارد (۱۷). قابل ذکر است، اگرچه بعد از مداخله شاهد افزایش حداکثر فلکشن زانو بودیم، اما آزمودنی‌ها هیچ بازخوردی را در این زمینه دریافت نکرده بودند. علاوه بر نتایج مبتنی بر داده‌های کینماتیکی، ما کاهش فعالیت الکتریکی عضلات VL، Gmed، و TFL را فاز اکسنتریک تکلیف حرکتی Stop-jump بعد از ارائه مداخله بازخورد بیرونی مشاهده کردیم، که می‌تواند با افزایش فلکشن زانو به شیوه‌ای کنترل‌شده و سازگار همراه باشد. با نتایج افزایش زمان برای برخاستن و همچنین سرعت چرخه کشش‌کوتاه کردن. در این رابطه، گزارش شده است که عضله VL به عنوان مؤثرترین عامل آسیب لیگامان ACL شناخته می‌شود و پیشنهاد شده است که مطالعات آینده مبتنی بر پیشگیری از آسیب ACL باید این عضله را به طور خاص هدف قرار دهند تا تأثیر عضله VL بر بارگذاری ACL را کاهش دهند (۷). با توجه به این استدلال، اصلاح DKV با استفاده از بازخورد تقویت‌شده علاوه بر افزایش حداکثر فلکشن زانو که منجر به کاهش فعالیت عضله کوادریسپس، به‌ویژه عضله VL می‌شود، ممکن است خطر آسیب‌های غیر برخوردی را کاهش دهد. با این حال، اگرچه این کاهش در فعالیت عضلانی به کاهش خطر آسیب کمک می‌کند، اما با کاهش عملکرد پرشی بر اساس شاخص RSImod همراه بود.

به طور خلاصه، مشابه مطالعات قبلی، مداخله بازخورد بیرونی را می‌توان به عنوان یک برنامه پیشگیری از آسیب برای کنترل نقص حرکتی DKV حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump در نظر گرفت، اما این کینماتیک بهبود یافته به طور همزمان با کاهش عملکرد پرشی ورزشکاران همراه بود. به نظر می‌رسد که بهبود DKV با افزایش فلکشن زانو همراه است که زمان تیک آف را افزایش داده و متعاقباً عملکرد پرشی ورزشکاران را بر اساس شاخص RSImod کاهش می-دهد. اگرچه، به نظر ما، افزایش زمان تیک آف نیز ممکن است به تمرکز افراد بر اصلاح الگوی حرکتی نسبت داده شود. از سوی دیگر، اگر واقع بینانه به مشکل نگاه کنیم، ورزشکاران به تکنیک جدید پرش حرکتی خود در محیط های واقعی مسابقه که تمرکز بر عملکرد پرشی است توجهی نمی¬کنند، بنابراین تکالیف حرکتی خود را با همان تکنیک قبلی انجام خواهند داد. مگر اینکه تکنیک حرکتی جدید به یک الگوی حرکتی تبدیل شود که برای آن نیاز به آموزش کافی دارد،

تقریبا به ۴ تا ۸ هفته تمرین با توجه به فراوانی، تداوم و مدت مداخله ارائه شده جهت ایجاد سازگاری عصبی عضلانی نیاز دارد (۳۳). بنابراین منطقی به نظر می رسد که مربیان و متخصصان ورزشی برای بهبود و ایجاد الگوهای حرکتی جدید در ورزشکاران زمان تمرین را به ویژه در فصل مسابقات مد نظر قرار دهند. علاوه بر این، ما فرض می‌کنیم که این سازگاری‌های عصبی عضلانی می‌تواند با بهبود عملکرد پرشی ورزشکاران (۳۴) مرتبط باشد و انتظار داریم نتایج متفاوتی نسبت به یافته‌های فعلی به دست آید. بطور قابل توجه، سازگاری‌های عصبی عضلانی به بهبود فراخوانی واحدهای حرکتی، نرخ آتشبار، هماهنگ‌سازی و هماهنگی بین عضلانی از طریق تمرینات پلایومتریک پیوسته اشاره دارد (۳۵). این فرضیه را می توان با دو مطالعه اخیر که به نقش سیستم عصبی عضلانی در عملکرد پرشی ورزشکاران اشاره کرده‌اند تأیید کرد. در این مطالعات نشان داده شده است که RSImod در هنگام پرش متقابل و پرش عمودی پرش با فرود خود انتخابی در مقایسه با فرود سخت (فرود با زانوهای صاف تا حد امکان) و نرم (فرود با زانو در ۶۰ تا ۹۰ درجه سانتی گراد) بیشتر بود. خم شدن) فرود (۱۷,۱۹). در نهایت با توجه به نتایج مطالعه حاضر، استفاده از مداخله بازخورد بیرونی با هدف اصلاح نقص‌های حرکتی عملکردی با رویکرد پیشگیری از آسیب دیدگی برای مربیان و متخصصان ورزشی توصیه می‌شود، اگرچه ارائه مداخله بصورت آنی با کاهش عملکرد پرشی ورزشکاران همراه بود که نیاز به مطالعات جدید با هدف اثر بلند مدت پروتکل تمرینات اصلاحی بر عملکرد پرشی انجام شود.

ما تصدیق می کنیم که مطالعه حاضر دارای محدودیت هایی است که باید در نظر گرفته شود. ابتدا این یک مطالعه مقطعی بود و آنالیز کینتیکی انجام نشد. بنابراین، اثرات تمرینی طولانی‌مدت آن نامشخص است و نمی‌دانیم چند جلسه برای ایجاد تغییرات دائمی در استراتژی‌های پرش فرود مورد نیاز است و آیا انطباق عصبی عضلانی به عنوان الگوهای حرکتی جدید روی این یافته‌ها تأثیر می‌گذارد یا خیر. ثانیاً در این مطالعه از آزمودنی ها خواسته شد که تا آنجا که می توانند تکلیف حرکتی Stop-jump را با سرعت انجام دهند، به نظر می رسد که عدم کنترل دقیق سرعت ممکن است تأثیر زیادی بر بیومکانیک و عملکرد پرش داشته باشد و باید برای بررسی های آینده در نظر گرفته شود. ثالثاً، شرکت کنندگان در این مطالعه ورزشکاران مرد بودند، بنابراین این نتایج ممکن است برای همه قابل تعمیم نباشد. علاوه بر این، به خوبی ثابت شده است که زنان ورزشکار احتمال بیشتری برای آسیب‌های ACL دارند، بنابراین تفاوت‌های جنسیتی ممکن است نقش مهمی در الگوهای حرکتی مرتبط با پرش فرود داشته باشد.

نتیجه‌گیری

اگرچه مداخله بازخورد بیرونی با اصلاح آنی نقص حرکتی DKV بدون ایجاد اختلال در ارتفاع پرش ورزشکاران حین انجام تکلیف حرکتی Stop-jump همراه بود، اما عملکرد پرشی ورزشکاران بر اساس شاخص RSI_{mod} بدیل افزایش زمان تیک آف کاهش یافت که احتمالاً به دلیل افزایش حداکثر فلکشن زانو می‌باشد. با این وجود، ما فقط اثر آنی اصلاح نقص حرکتی DKV را بر عملکرد پرشی ورزشکاران بررسی کردیم و این موضوع ضروری به نظر می‌رسد تا مطالعات جدیدی با هدف بررسی اثر بلند مدت اصلاح نقص‌های حرکتی از جمله DKV، که به عنوان یک الگوی حرکتی جدید به‌دست‌آمده، انجام شود.

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه به تایید کمیته اخلاق دانشگاه علامه طباطبائی به شماره IR.ATU.REC.1401.050 رسیده است.

حمایت مالی

در این تحقیق نویسنده‌ها از هیچ گونه حمایت مالی برای تحقیق، تألیف و/یا انتشار این مقاله دریافت نکردند.

نقش نویسندگان

در تحقیق حاضر مفهوم‌سازی، روششناسی، بررسی، نگارش، جمع‌آوری داده‌ها و تحلیل آماری بر عهده نویسنده مسئول بود.

تشکر و قدردانی

از تمام شرکت کنندگان و همچنین متخصصین آزمایشگاه آنالیز حرکت بابت همکاری در انجام مطالعه حاضر تشکر و قدردانی می‌شود.

تضاد منافع

نویسندگان مقاله اعلام می‌دارند که هیچ منافع متضادی ندارند.

References

1. McKay CD, Merrett CK, Emery CA. Predictors of FIFA 11+ implementation intention in female adolescent soccer: an application of the health action process approach (HAPA) model. International journal of environmental research and public health. 2016;13(7):657.
2. Skazalski C, Whiteley R, Bahr R. High jump demands in professional volleyball—Large variability exists between players and player positions. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2018;28(11):2293–8.
3. Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The importance of muscular strength in athletic performance. Sports medicine. 2016;46(10):1419–49.
4. Ruffieux J, Wälchli M, Kim K-M, Taube W. Countermovement jump training is more effective than drop jump training in enhancing jump height in non-professional female volleyball players. Frontiers in physiology. 2020;11:231.
5. Berton R, Lixandrão ME, Pinto e Silva CM, Tricoli V. Effects of weightlifting exercise, traditional resistance and plyometric training on countermovement jump performance: a meta-analysis. Journal of sports sciences. 2018;36(18):2038–44.
6. Beyer EB, Hale RF, Hellem AR, Mumbleau AM, Schilaty ND, Hewett TE. Inter and intra-rater reliability of the drop vertical jump (DVJ) assessment. International journal of sports physical therapy. 2020;15(5):770.
7. Peel SA, Schroeder LE, Weinhandl JT. Lower extremity muscle contributions to ACL loading during a stop-jump task. Journal of Biomechanics. 2021;121:110426.
8. Stroube BW, Myer GD, Brent JL, Ford KR, Heidt RS, Hewett TE. Effects of task-specific augmented feedback on deficit modification during performance of the tuck-jump exercise. Journal of Sport Rehabilitation. 2013;22(1):7–18.
9. Collings TJ, Diamond LE, Barrett RS, Timmins RG, Hickey J, Du Moulin WS, et al. Strength and biomechanical risk factors for noncontact ACL injury in elite female footballers: a prospective study. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2022;54(8):1242–51.
10. 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;18(7):3826.
11. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. American Journal of Sports Medicine. 2005;33(4):492–501.
12. Yalfani A, Ahadi F, Ahmadi M, Asgarpoor A. Relationship between exacerbating patellofemoral pain and dynamic knee valgus in females with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol: A cross-sectional. Physical Therapy in Sport. 2024;
13. Yalfani A, Ahmadi M, Asgarpoor A. The effect of kinetic factors of dynamic knee valgus on patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2024;37:246–53.
14. Fain AC, Seymore KD, Lobb NJ, Brown TN. Lower-limb biomechanics differ between sexes during maximal loaded countermovement jumps. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2021;35(2):325–31.
15. 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;55(3):255–64.
16. Dai B, Garrett WE, Gross MT, Padua DA, Queen RM, Yu B. The effects of 2 landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks. The American journal of sports medicine. 2015;43(2):466–74.
17. Guy-Cherry D, Alanazi A, Miller L, Staloch D, Ortiz-Rodriguez A. Landing styles influences reactive strength index without increasing risk for injury. Sports Medicine International Open. 2018;2(02):E35–40.
18. Vescovi JD, VanHeest JL. Effects of an anterior cruciate ligament injury prevention program on performance in adolescent female soccer players. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2010;20(3):394–402.
19. 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;21(12):1606–16.
20. Gao ZX, Song Y, Yu PM, Zhang Y, Li SD. Acute effects of different stretching techniques on lower limb kinematics, kinetics and muscle activities during vertical jump. In: Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical

Engineering. Trans Tech Publ; 2019. p. 1–15.
21. Song Y, Zhao XX, Finnie KP, Shao SR. Biomechanical analysis of vertical jump performance in well-trained young group before and after passive static stretching of knee flexors muscles. In: Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering. Trans Tech Publ; 2018. p. 24–33.
22. Leukel C, Gollhofer A. Applying augmented feedback in basketball training facilitates improvements in jumping performance. European Journal of Sport Science. 2023;23(3):338–44.
23. Leukel C, Karoß S, Gräßlin F, Nicolaus J, Gollhofer A. Do Primary School Children Benefit from Drop-Jump Training with Different Schedules of Augmented Feedback about the Jump Height? Sports. 2022;10(9):133.
24. Lima YL, Ferreira VMLM, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. Physical Therapy in Sport. 2018;29:61–9.
25. Suchomel TJ, Bailey CA, Sole CJ, Grazer JL, Beckham GK. Using reactive strength index-modified as an explosive performance measurement tool in Division I athletes. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2015;29(4):899–904.
26. Beckham GK, Suchomel TJ, Sole CJ, Bailey CA, Grazer JL, Kim SB, et al. Influence of sex and maximum strength on reactive strength index-modified. Journal of Sports Science & Medicine. 2019;18(1):65.
27. Ebben WP, Petushek EJ. Using the reactive strength index modified to evaluate plyometric performance. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010;24(8):1983–7.
28. McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. Journal of Athletic Training [Internet]. 2012;47(1):15–23. Available from: http://www.watainc.org/pdfs/McBeth_Abstract.pdf
29. 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;Technical(2).
30. Loewen AM, Erdman A, Tulchin-Francis K, Ulman S, Group PrMARI. Differences in Lower Extremity Kinematics Based On Drop Vertical Jump Task Variations. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2022;10(5_suppl2):2325967121S00492.
31. 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;39:126–35.
32. Song Y, Cen X, Chen H, Sun D, Munivrana G, Bálint K, et al. The influence of running shoe with different carbon-fiber plate designs on internal foot mechanics: A pilot computational analysis. Journal of Biomechanics. 2023;153:111597.
33. Bougie TL. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Vol. 17, Manual Therapy. Elsevier Health Sciences; 2012. 196 p.
34. Taube W, Leukel C, Lauber B, Gollhofer A. The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2012;22(5):671–83.
35. Hammami M, Gaamouri N, Shephard RJ, Chelly MS. Effects of contrast strength vs. plyometric training on lower-limb explosive performance, ability to change direction and neuromuscular adaptation in soccer players. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2019;33(8):2094–103.