Journal of
Sport Biomechanics

Winter 2025. Vol 10. Issue 4

Research Paper

Effects of Knee and Ankle Braces on Lower Limb Kinematics During Jump-Heading-Landing in Professional Soccer Players Following ACL Reconstruction

Naser Farokhroo[1], *Nader Farahpour[1], Gabriel Moisan[2], Began Heydari[3], Mahdi Majlesi[4]

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Québec, Canada.
3. Faculty of Medicine, Medical Sciences University of Hamedan, Hamedan, Iran.
4. Department of Sport Biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: farokhroo N, Farahpour N, Moisan G, Heydari B, Majlesi M. Effects of Knee and Ankle Braces on Lower Limb Kinematics During Jump-Heading-Landing in Professional Soccer Players Following ACL Reconstruction (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics.2025;10(4):324-344. https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.4.416.1

https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.4.416.1

CC BY NC

Article Info:

Received: 16 Feb. 2025
Accepted: 22 Feb. 2025
Available Online: 22 Feb. 2025

Keywords:

Anterior cruciate ligament, Landing, Knee, Heading, Kinematics

ABSTRACT

Objective This study investigated the effects of knee and ankle braces on lower limb kinematics during a jump-landing task incorporating heading in elite soccer players with a history of anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR).

Methods Twelve male soccer players with ACLR and 12 healthy controls performed the task under three experimental conditions: without braces (WS), with a knee brace (KS), and with both knee and ankle braces (KAS). Kinematic data were collected using the Vicon motion analysis system, and hip, thigh, knee, and ankle angles were analyzed across five jump-landing phases.

Results The control group exhibited greater hip flexion during the take-off and peak phases in the WS condition (P=0.096, P=0.025). The ACLR group demonstrated greater hip flexion during take-off in the WS condition (P=0.035). Within-group comparisons revealed no significant differences during the landing and post-landing phases. Between-group comparisons showed that the ACLR group exhibited significantly greater pelvic tilt across all conditions (WS, KS, KAS) compared to controls. Additionally, the ACLR group had greater hip flexion during landing in the WS condition (P=0.033) and greater ankle plantar flexion in the KS condition (P=0.052) compared to controls. In the post-landing phase, the ACLR group exhibited greater hip flexion in the WS and KAS conditions (P=0.038).

Conclusion Knee and ankle braces can alter lower limb joint movement patterns in ACLR athletes, which may help reduce injury risk. However, they may also impose movement restrictions that could impact athletic performance. These findings underscore the importance of balancing injury prevention with performance optimization when using braces in soccer players with ACLR.

* ***Corresponding Author:***
Nader Farahpour
Address: Exercise Sciences Department, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
Tel: +98 (918) 1113816
E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

Extended Abstract

1. Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most common and debilitating sports injuries, affecting millions worldwide. In the U.S., ACL reconstruction surgeries have significantly increased across all age groups (1). Globally, over two million ACL injuries occur annually, with nearly 40% of individuals unable to return to their pre-injury sports performance even two years post-reconstruction (2,3). Soccer, the world's most popular sport, is also among the riskiest for ACL injuries, with non-contact mechanisms such as landing from a jump being major causes (4-6).

ACL plays a crucial role in knee stability, not only as a mechanical restraint but also through its proprioceptive function (8). While ACL reconstruction restores anatomical integrity, deficits in proprioception and neuromuscular control often persist, increasing the risk of re-injury (9). This concern is particularly relevant for athletes returning to high-demand sports like soccer, where the reconstructed knee, especially with a hamstring graft, faces a higher risk of subsequent injuries (10). Traditional rehabilitation programs primarily focus on restoring motor abilities such as strength, power, and coordination. However, recent studies suggest ACL injuries also impair sensory input due to mechanoreceptor damage in the ligament and joint capsule, altering cortical activation patterns and affecting motor control (11-13). Knee braces are commonly recommended in early rehabilitation to limit excessive knee motion and provide additional support (14). Research indicates that braces can reduce excessive tibial rotation under high rotational loads and partially restore normal kinematics (14). However, prolonged brace use may lead to muscle atrophy and decreased proprioception due to restricted joint movement (15). Despite being widely used in dynamic sports, studies on their effectiveness remain inconclusive. While some research suggests braces significantly reduce ACL injuries in soccer players, others report increased knee injury risk among high school and collegiate athletes (16-20).

Most previous studies have focused on simple tasks like walking or landing, rather than sport-specific movements such as jumping and heading, which are critical for injury prevention and performance optimization. Soccer involves high-stress maneuvers like kicking, jumping, and landing under unstable conditions, placing substantial loads on the knee and ankle joints (21,22). Reduced knee flexion during landing has been identified as a key biomechanical risk factor for ACL injuries, increasing strain on the ligament (23-26). Moreover, dual-task activities, such as jumping to head the ball, have been shown to further elevate ACL loading and disrupt landing mechanics (29-32). Despite extensive research on knee braces, most studies have examined their effects during low-impact daily activities. There is a notable lack of studies evaluating the combined effects of knee and ankle braces during sport-specific tasks like jump-landing with heading. This research gap highlights the need to investigate whether bracing can optimize joint kinematics, reduce re-injury risk, and enhance performance in athletes returning to competition after ACL reconstruction. This study aims to assess the effects of knee and ankle braces on lower limb kinematics during a jump-landing task with heading in elite soccer players with a history of ACL reconstruction. By analyzing the biomechanical characteristics of these movements, the study seeks to determine whether bracing can mitigate sensorimotor deficits, improve landing mechanics, and reduce the risk of re-injury in post-ACL reconstruction athletes.

2. Methods

This study included 12 professional football players who had returned to sport after ACL reconstruction (ACLR) as the experimental group (age: 25.70±1.30 years, height: 1.75±0.02 m, weight: 80.08±3.61 kg, BMI: 26.02±0.96 kg/m²) and 12 healthy professional football players with no history of major injuries as the control group (age: 24.90±1.65 years, height: 1.76±0.02 m, weight: 74.00±3.61 kg, BMI: 23.96±0.70 kg/m²). The required sample size was estimated using G*Power software, considering $\alpha = 0.05$ and an effect size of 0.80. Height and weight were measured using a stadiometer and weighing scale. Kinematic data were collected using a Vicon motion capture system (Oxford, UK) with four high-speed cameras (200 Hz). Sixteen spherical markers (14 mm in diameter) were attached bilaterally at specific anatomical points following the Plug-In Gait model. Each participant performed four successful barefoot jump-landing trials. Starting 50 cm before a force plate, they jumped over a 20 cm foam obstacle, striking a suspended ball at

peak height, and landed with each foot on a separate force plate. Participants were required to maintain balance for 30 seconds post-landing. Trials were repeated if participants lost balance or took an extra step. Before testing, participants warmed up for five minutes and performed 10 practice trials. The test was conducted under three conditions: (a) without knee or ankle braces (WS), (b) with a knee brace (KS), and (c) with both knee and ankle braces (KAS). The braces were provided by OPPO Medical Inc. Kinematic data were recorded using Nexus software and saved as C3D files, which were processed in Mokka and OpenSim-3.1. Analyzed variables included pelvic tilt, hip flexion, knee flexion, and ankle dorsiflexion/plantarflexion across five phases: preparation, takeoff, peak, landing, and post-landing. Data were filtered using a 6 Hz Butterworth low-pass filter. The Shapiro-Wilk test assessed data normality. Mean values of four successful trials were used for statistical analysis. MANOVA was applied to compare movement differences between groups across phases, while repeated measures ANOVA assessed within-group effects of the knee brace. Statistical significance was set at $P < 0.05$.

3. Results

The kinematics of lower limb joints during jump-landing were analyzed under three conditions (WS, KS, KAS) in ACLR and control groups across five phases. No significant differences were found in the preparation, landing, and post-landing phases ($P>0.05$). In the start phase, hip flexion in the ACLR group was 3° greater in WS than in KS and KAS ($P=0.035$), while in the control group, hip flexion in WS was 3° greater than in KS ($P=0.046$). In the peak phase, hip flexion was 3° greater in WS than KS in the control group ($P=0.025$). Across all jump-landing conditions, the ACLR group exhibited significantly greater pelvic tilt than the control group in all phases ($P<0.05$). In the preparation phase, pelvic tilt was 15.8° in WS, 18.5° in KS, and 19.7° in KAS. Similar differences persisted in the start, peak, landing, and post-landing phases. Additionally, hip flexion in the ACLR group was significantly greater than in the control group during landing (10.2° in WS, 9.5° in KS, 9.9° in KAS; $P<0.05$). In KS, ankle plantarflexion was 6.8° greater in the ACLR group ($P=0.052$). Post-landing, hip flexion remained higher in the ACLR group (13.8° in WS, 11.6° in KAS; $P<0.05$).

4. Conclusion

This study examines the impact of knee and ankle braces on lower limb joint movement patterns during jump-heading-landing in professional football players with a history of anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR). The findings reveal that braces significantly influence lower limb kinematics during jumping and landing phases, with notable differences between ACLR and control groups.

The ACLR group demonstrated greater pelvic tilt across all phases, likely as a compensatory mechanism to reduce knee stress, though excessive pelvic tilt and hip flexion may increase injury risk (8, 35). Proprioceptive deficits and neuromuscular control impairments post-ACLR surgery persist, leading to altered movement patterns. While kinesiotape enhances sensory feedback (36-38), knee braces have not been shown to offer similar benefits. Glattek (2022) noted that braces provide psychological security but no significant clinical advantage and may cause muscle atrophy and reduced proprioception with prolonged use (41, 42). Choi et al. (2011) found long-term brace use weakens the vastus medialis oblique, questioning their effectiveness (15). Braces also reduce knee flexion angles, range of motion, and angular velocity, potentially increasing ACL injury risk (43-45). Brian et al. (2023) suggested knee braces might lower ACL injury risk by modulating strain and movement in certain planes, but their efficacy in controlling sagittal plane movement and reducing ground reaction forces (GRFs) remains unclear (46). Other studies found no significant brace effects on knee kinematics (47-49). During takeoff, knee braces reduced hip flexion, potentially limiting performance but reducing knee load (50). At landing, increased ankle plantarflexion in the ACLR group wearing braces may help absorb GRFs and lower ACL stress (32). Persistent abnormal movement patterns in ACLR athletes highlight the need for rehabilitation programs focusing on neuromuscular control (9). Reduced knee flexion during landing increases ACL injury risk due to higher anterior shear forces (35, 51-56). Increasing knee flexion and range of motion is protective (26, 57), and some studies suggest braces may aid in this regard (58). Akbari et al. (2023) found that adding a cognitive task, like heading a ball, altered trunk and lower limb kinematics, potentially increasing ACL injury risk.

This underscores the importance of training safe jump-landing techniques under cognitive load to prevent injuries (27).
This study demonstrates that elite soccer players with a history of ACL reconstruction exhibit altered lower limb kinematics, even after returning to sport. The use of knee and ankle braces can modify movement patterns, potentially reducing re-injury risk, though they may also impose performance limitations. Rehabilitation protocols should prioritize restoring normal movement patterns and enhancing neuromuscular control, while the use of braces should be carefully monitored. Future research should investigate the long-term effects of brace use and develop more effective rehabilitation strategies for athletes post-ACL reconstruction.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

Funding

This research did not receive any financial support from government, private, or non-profit organizations.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

مقاله پژوهشی

مقایسه اثر زانوبند و مچ‌بند در کینماتیک مفاصل اندام تحتانی هنگام اجرای پرش–سرزدن به توپ–فرود در فوتبالیست‌های حرفه‌ای برگشته به ورزش بعد از بازسازی ACL

ناصر فرخ‌رو [۱]، *نادر فرهپور [۱]، گابریل مویسان [۲]، بیژن حیدری [۳]، مهدی مجلسی [۴]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲. دانشکده حرکت‌شناسی، دانشگاه کبک، کبک، کانادا.

۳. دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

۴. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۸ بهمن ۱۴۰۳
تاریخ پذیرش: ۴ اسفند ۱۴۰۳
تاریخ انتشار: ۴ اسفند ۱۴۰۳

کلید واژه‌ها:
رباط صلیبی قدامی، فرود، زانو، ضربه سر، کینماتیک

چکیده

هدف هدف این مطالعه بررسی تأثیر زانوبند و مچ‌بند بر کینماتیک اندام تحتانی در حین انجام وظیفه پرش–فرود همراه با ضربه سر به توپ در بازیکنان نخبه فوتبال با سابقه بازسازی ACL بود.

روش‌ها در این مطالعه ۱۲ بازیکن مرد فوتبالیست دارای سابقه پارگی رباط متقاطع قدامی (ACLR) و ۱۲ ورزشکار سالم شرکت کردند. داده‌های کینماتیکی با استفاده از سیستم تحلیل حرکتی Vicon جمع‌آوری شد. درحالی‌که شرکت‌کنندگان وظایف پرش- فرود همراه با ضربه سر را تحت سه شرایط بدون زانوبند (WS)، با زانوبند (KS) و با بند زانو و مچ‌بند (KAS) انجام می‌دادند. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در پنج مرحله (آمادگی، شروع، اوج، فرود و پس از فرود) از پرش- فرود مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها در مقایسه درون‌گروهی و در مرحله شروع و اوج، گروه کنترل فلکشن ران بیشتری در شرایط بدون زانوبند و مچ‌بند نشان داد، مرحله شروع (P=۰/۰۴۶)، مرحله اوج (P=۰/۰۲۵) و در گروه ACLR و در مرحله شروع، فلکشن ران در شرایط بدون زانوبند و مچ‌بند بیشتر بود (P=۰/۰۳۵). در مرحله فرود و پس از فرود تفاوت معناداری بین هر سه شرایط دیده نشد. در مقایسه بین گروهی به‌طورکلی، در هر سه حالت پرش-فرود (WS، KS و KAS) گروه ACLR به‌طور معناداری تیلت لگن بیشتری در مقایسه با گروه کنترل نشان داد. به‌علاوه، میزان فلکشن ران در گروه ACLR در مرحله فرود بدون زانوبند و مچ‌بند بیشتر از گروه کنترل بود (p=۰/۰۳۳). همچنین گروه ACLR و در همین مرحله در شرایط KS پلانتارفلکشن بیشتری در مچ پا در مقایسه با گروه کنترل از خود نشان داد (P= ۰/۰۵۲). در مرحله پس فرود نیز در شرایط WS و KAS مقدار فلکشن ران گروه ACLR بیشتر از گروه کنترل بود (p=۰/۰۳۸).

نتیجه‌گیری استفاده از زانوبند و مچ‌بند می‌تواند بر الگوی حرکتی مفاصل اندام تحتانی در ورزشکاران باسابقه بازسازی ACL تأثیر گذاشته و ریسک آسیب را کاهش دهند. بااین‌حال، در عین کاهش ریسک، می‌توانند محدودیت‌های حرکتی ایجاد کنند که بر عملکرد ورزشی تأثیر بگذارند.

*نویسنده مسئول:
نادر فرهپور
آدرس: دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
تلفن: ۱۱۱۳۸۱۶ (۹۱۸) ۹۸+
ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) یکی از شایع‌ترین و ناتوان‌کننده‌ترین آسیب‌های ورزشی است که افراد زیادی را در سراسر جهان تحت تأثیر قرار می‌دهد. در ایالات متحده، میزان جراحی‌های بازسازی ACL به‌طور چشمگیری در تمام گروه‌های سنی افزایش یافته است (۱). در سطح جهانی، سالانه بیش از ۲ میلیون آسیب ACL رخ می‌دهد و حدود ۴۰٪ از افراد آسیب‌دیده حتی تا دو سال پس از بازسازی ACL قادر به بازگشت به سطح عملکرد ورزشی پیش از آسیب خود نیستند (۲, ۳). فوتبال، به‌عنوان محبوب‌ترین ورزش جهان، با وجود جذابیت فراوان، یکی از پرخطرترین ورزش‌ها از نظر بروز آسیب‌های ACL محسوب می‌شود (۴). مکانیسم‌های بدون برخورد، مانند فرود از پرش، از جمله علل اصلی آسیب‌های ACL در ورزشکاران زن و مرد هستند (۵, ۶). بازیکنان فوتبال به‌طور متوسط ۹ ماه پس از بازسازی ACL به میادین ورزشی بازمی‌گردند، که نشان‌دهنده تأثیر قابل‌توجه این آسیب‌ها بر ورزشکاران نخبه و دوری طولانی‌مدت آن‌ها از رقابت‌های ورزشی است (۴, ۷). رباط صلیبی قدامی نه‌تنها به‌عنوان یک محدودکننده مکانیکی در زانو عمل می‌کند، بلکه به دلیل دارا بودن شبکه عصبی گسترده و عملکرد حس عمقی، نقش مهمی در ثبات دینامیکی و کنترل عصبی–عضلانی زانو ایفا می‌کند (۸). اگرچه جراحی بازسازی ACL یکپارچگی آناتومیک و عملکرد مکانیکی زانو را بازمی‌گرداند، نقص‌های حس عمقی و کنترل حسی حرکتی اغلب باقی می‌مانند که این موضوع منجر به اختلال در تعادل و افزایش خطر آسیب‌های مجدد می‌شود (۹). این مسئله به‌ویژه برای ورزشکارانی که به ورزش‌های پر تقاضا مانند فوتبال بازمی‌گردند، نگران‌کننده است، زیرا زانوی بازسازی‌شده، به‌ویژه در مواردی که از گرافت همسترینگ استفاده می‌شود، در معرض خطر بیشتری برای آسیب‌های بعدی قرار دارد. پروتکل‌های سنتی بازتوانی بر بازیابی توانایی‌های حرکتی مانند قدرت، توان، دامنه حرکتی و هماهنگی متمرکز هستند (۱۰). بااین‌حال، شواهد جدید نشان می‌دهد که آسیب‌های ACL پیامدهای گسترده‌تری دارند، از جمله اختلال در ورودی‌های حس عمقی ناشی از تخریب گیرنده‌های مکانیکی درون ACL و کپسول مفصلی (۱۱, ۱۲). این تغییرات در ورودی‌های حسی می‌توانند الگوهای فعال‌سازی قشر مغز را تغییر دهند و در نهایت بر کنترل حرکتی تأثیر بگذارند (۱۳). در نتیجه، متخصصان مراقبت‌های بهداشتی اغلب استفاده از زانوبند را در مراحل اولیه بازتوانی توصیه می‌کنند تا حرکات بیش‌ازحد زانو را محدود کرده، حمایت و ثبات بیشتری فراهم کنند (۱۴). مطالعات نشان داده‌اند که زانوبند می‌تواند چرخش بیش‌ازحد درشت‌نی را تحت بارهای چرخشی بالا کاهش دهد و تا حدی کینماتیک طبیعی را بازگرداند، که این امر به بهبود بیماران پس از بازسازی ACL با گرافت همسترینگ کمک می‌کند (۱۴). بااین‌حال، استفاده طولانی‌مدت از زانوبند ممکن است منجر به عوارضی مانند آتروفی عضلانی و کاهش عملکرد حس عمقی شود، زیرا حرکت طبیعی مفصل را محدود کرده و باعث عدم استفاده از عضلات اطراف می‌شود (۱۵). زانوبندها به‌طور گسترده‌ای در ورزش‌های پویا برای کاهش آسیب‌های زانو استفاده می‌شوند، زیرا نسبتاً ارزان، غیرتهاجمی و به‌راحتی توسط ورزشکاران قابل استفاده هستند (۱۶, ۱۷). برخی مطالعات نشان داده‌اند که زانوبند به‌طور قابل‌توجهی بروز آسیب‌های ACL را در بازیکنان فوتبال کاهش می‌دهد، مطالعات دیگر افزایش خطر آسیب‌های زانو را در میان ورزشکاران دبیرستانی و دانشگاهی که از زانوبند استفاده می‌کردند، گزارش کرده‌اند (۱۸–۲۰). یکی از محدودیت‌های اصلی تحقیقات پیشین، تمرکز آن‌ها بر فعالیت‌های ساده مانند راه رفتن یا فرود از ارتفاع به‌جای حرکات ورزشی خاص مانند پرش و فرود است، که برای درک خطر آسیب و بهینه‌سازی عملکرد در ورزش‌هایی مانند فوتبال ضروری هستند. پیچیدگی مهارت به‌ویژه هنگام اجرای وظایف دوگانه مثل پرش برای زدن ضربه سر به توپ (هد) بیشتر می‌شود. در فوتبال، اندام تحتانی به‌طور مکرر در معرض مانورهای پرتنش مانند ضربه زدن، پرش و فرود در شرایط ناپایدار قرار می‌گیرد، که فشار قابل‌توجهی بر مفاصل زانو و مچ پا وارد می‌کند (۲۱, ۲۲) کاهش زاویه خم شدن زانو در هنگام فرود به‌عنوان یکی از عوامل بیومکانیکی کلیدی در افزایش خطر آسیب ACL شناسایی شده است، که بر ضرورت ارزیابی عملکردی

تأکید می‌کند (۲۳–۲۶). مایر و همکاران (۲۰۱۱) دریافتند که کاهش زاویه خم شدن زانو در هنگام فرود، بار وارد بر ACL را افزایش داده و خطر آسیب را بیشتر می‌کند (۲۶). تحقیقات اخیر در سطح جهانی، عوامل بیومکانیکی متعددی را برای آسیب‌های غیربرخوردی ACL شناسایی کرده‌اند، از جمله کاهش زوایای خم شدن در مچ پا، زانو، لگن و تنه در صفحه ساجیتال، افزایش چرخش داخلی و ابداکشن زانو، گشتاور زانو، نیروی برشی قدامی درشت‌نی، خم شدن جانبی تنه و نیروهای عکس‌العمل زمین (۲۷, ۲۸). علاوه بر این، انجام وظایف ثانویه در حین پرش و فرود، مانند ضربه سر به توپ، نشان داده است که بار وارد بر ACL را افزایش داده و بر مکانیک فرود تأثیر منفی می‌گذارد (۲۹–۳۲). با وجود تحقیقات گسترده در مورد تأثیر زانوبند، بیشتر مطالعات به بررسی اثرات آن در فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن پرداخته‌اند، که در آن بار وارد بر مفصل نسبتاً کم است. کمبود پژوهش‌هایی که به‌طور هم‌زمان اثر زانوبند و مچبند را در وظایف ورزشی خاص، مانند پرش و فرود همراه با ضربه سر، بررسی کنند، مشهود است. این شکاف تحقیقاتی لزوم بررسی تأثیر بریس‌ها بر بیومکانیک اندام تحتانی در حرکات پیچیده و ورزشی در ورزشکاران باسابقه بازسازی ACL را برجسته می‌کند. به‌طور خاص، این سؤال مطرح است که آیا استفاده از زانوبند و مچبند می‌تواند کینماتیک مفاصل را بهینه کرده، خطر آسیب‌های مجدد را کاهش داده و عملکرد ورزشی را در حین وظایفی مانند پرش و فرود بهبود بخشد. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر زانوبند و مچبند بر کینماتیک اندام تحتانی در حین انجام وظیفه پرش–فرود همراه با ضربه سر به توپ در بازیکنان نخبه فوتبال با سابقه بازسازی ACL است. با ارزیابی ویژگی‌های بیومکانیکی این حرکات، این مطالعه در پی آن است که تعیین کند آیا استفاده از بریس‌ها می‌تواند نقص‌های حسگر حرکتی را جبران کرده، مکانیک فرود را بهبود بخشد و خطر آسیب‌های مجدد را در ورزشکاران بازگشته به میادین ورزشی پس از بازسازی ACL کاهش دهد.

روش شناسی

شرکت‌کنندگان

در این مطالعه ۱۲ بازیکن حرفه‌ای فوتبال که پس از ACLR به ورزش بازگشته بودند به‌عنوان گروه تجربی با سن: ۱/۳۰±۲۵/۷۰ (سال)، قد: ۰/۰۲±۱/۷۵(متر)، وزن بدن: ۳/۶۱±۸۰/۰۸ (کیلوگرم)، شاخص توده بدنی: ۰/۹۶±۲۶/۰۲ (کیلوگرم بر مترمربع) و ۱۲ نفر بازیکن حرفه‌ای فوتبال سالم و بدون سابقه هر نوع آسیب جدی به‌عنوان گروه کنترل سن: ۱/۶۵±۲۴/۹۰ (سال)، قد: ۰/۰۲±۱/۷۶ (متر)؛ وزنه بدن: ۳/۶۱±۷۴/۰۰ (کیلوگرم)، شاخص توده بدنی:۰/۹۶±۲۳/۷۰(کیلوگرم بر مترمربع) شرکت کردند. بر اساس یافته‌های یک مطالعه پایلوت و با استفاده از نرم‌افزار G*power برآورد تعداد شرکت‌کنندگان لازم برای تجزیه‌وتحلیل آماری با α:۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۸۰ محاسبه شد و نتایج نشان داد که ۱۲ شرکت‌کننده در هر گروه کافی خواهد بود. معیارهای ورود به گروه ACLR عبارت بودند از: عضویت فعال در یک تیم فوتبال در سطح استانی یا کشوری، گذشتن بین ۱۲ ماه تا ۲۴ ماه از تاریخ جراحی، سپری شدن حداقل شش ماه پس از بازگشت به ورزش، انجام ACLR با تکنیک اتوگرافت همسترینگ بین ۱۲ تا ۲۴ ماه قبل از آزمون. همچنین، شرایط پذیرش افراد گروه شاهد نیز عبارت بودند از برخورداری از فیزیک بدنی سالم و داشتن سابقه عضویت فعال در تیم‌های فوتبال استانی یا کشوری حداقل در دو سال اخیر منتهی به شرکت در این پژوهش. معیارهای خروج افراد از تحقیق عبارت بودند از داشتن سابقه هریک از موارد زیر (۳۳). هرگونه جراحی جدی، ناهنجاری‌های ساختاری تنه یا اندام‌های تحتانی، بیماری‌های عصبی عضلانی و یا مشکلات جدی ارتوپدیکی. از همه شرکت‌کنندگان قبل از شروع آزمایش‌ها فرم رضایت‌نامه امضا شده اخذ گردید. پروتکل مطالعه به در کمیته اخلاق دانشگاه (7/18/2021,IR.BASU.REC.1400.033) مورد تصویب قرار گرفت.

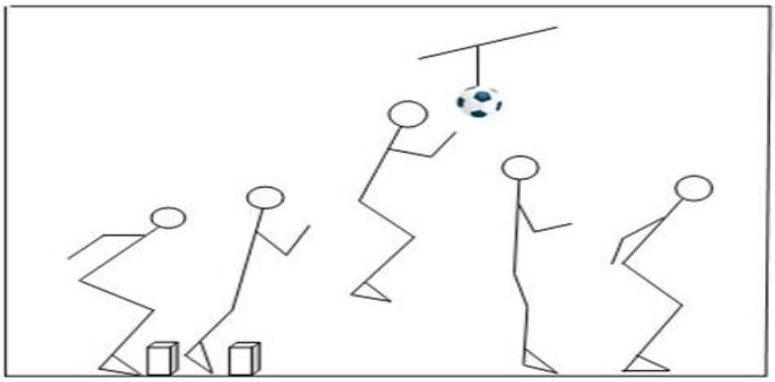
ابزار اندازه‌گیری

برای اندازه‌گیری قد و وزن آزمودنی‌ها از ترازوی جرم سنج و قد سنج دیواری استفاده شد. همچنین، برای ثبت متغیرهای کینماتیکی، از سیستم تحلیل حرکتی وایکان (UK, Oxford, Peak Vicon) مجهز به چهار دوربین سری تی پرسرعت با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز بهره گرفته شد. مارکرهای متصل شده به اندام تحتانی آزمودنی‌ها کروی شکل و به قطر ۱۴ میلی‌متر بودند که با استفاده از چسب دوطرفه نواری و بر اساس مدل مارکرگذاری (Plug-In Gait Marker Set) به نقاط آناتومیکی خاص هر دو پای شرکت‌کنندگان متصل شدند. بر اساس این مدل، ۱۶ مارکر کروی (با قطر ۱۴ میلی‌متر) به‌صورت دوطرفه روی نقاط زیر قرار داده شدند: خارهای ایلیاک فوقانی قدامی و خلفی، یک‌سوم تحتانی ران در سمت جانبی، فوق لقمه جانبی استخوان ران، یک‌سوم تحتانی ساق در سمت جانبی، قوزک جانبی، پشت پاشنه و سر دوم استخوان متاتارس. این مجموعه مارکرها امکان مدل‌سازی لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها را فراهم می‌کردند (۳۴).

روش اجرای آزمون

هر شرکت‌کننده چهار آزمایش موفق از مانور پرش–فرود را به‌صورت پای‌برهنه انجام داد. برای اجرای آزمون، شرکت‌کننده در نقطه شروع (۵۰ سانتی‌متر قبل از صفحه نیرو) با پاهایی به اندازه عرض شانه ایستاد. یک مانع فومی (با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر، طول ۷۰ سانتی‌متر و عمق ۵ سانتی‌متر) در جلوی صفحه نیرو قرار داده شد. شرکت‌کنندگان موظف بودند قبل از محل مانع و بدون برخورد با آن بپرند و در قله ارتفاع پرش پس از ضربه سر به توپی که در ارتفاع با نخ آویزان شده بود، فرود آیند به‌طوری‌که هر پا روی یک صفحه نیروی جداگانه فرود آید. افراد ملزم بودند که پس از فرود، بدون حرکت دادن پاها، در وضعیت ایستاده قرار گرفته و تعادل خود را حفظ به مدت ۳۰ ثانیه بی‌حرکت نگه دارند. درصورتی‌که آزمودنی‌ها بلافاصله پس از فرود قدمی برمی‌داشتند یا تعادل خود را از دست می‌دادند، آزمایش تکرار می‌شد.

هر آزمودنی پیش از شروع آزمون، ۵ دقیقه فرصت گرم کردن و حدود ۱۰ تکرار تمرینی داشت تا با وظیفه و محیط آزمون آشنا شود. آزمون پرش–فرود تحت سه شرایط مختلف انجام شد: الف) بدون استفاده از زانوبند یا مچبند (WS) ب) با استفاده از زانوبند (KS) ج) با استفاده از زانوبند و مچبند (KAS). زانوبند و مچبند مورد استفاده از شرکت OPPO Medical Inc, Seattle, Washington تهیه شده‌اند. با استفاده از نرم‌افزار نکسوز موقعیت‌های فضایی مارکرها از ابتدا تا انتهای وظیفه حرکتی به‌صورت دیجیتال محاسبه و به‌عنوان فایل C3D استخراج شدند. سپس با استفاده از نرم‌افزار Mokka (MOtion Kinematic & Kinetic Analyzer) فایل‌های C3D به فایل‌های TRC تبدیل شدند و با استفاده از نرم‌افزار OpenSim-3.1، تیلت قدامی لگن، فلکشن ران، فلکشن زانو و دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا برای پنج فاز مختلف پرش و فرود: آمادگی، شروع، اوج، فرود و پس از فرود محاسبه شد. داده‌های کینماتیکی با استفاده از فیلتر پایین گذر مرتبه چهارم Butterworth با فرکانس ۶ هرتز فیلتر شدند. تعاریف هر مرحله بدین شرح است: فاز آمادگی: لحظه‌ای که زانو از حالت ایستاده اولیه به حداکثر فلکشن می‌رسد، فاز شروع: با حداکثر اکستنشن زانو پس از آمادگی نشان داده می‌شود، فاز اوج پرش: حداکثر ارتفاعی که مارکر ساکروم به آن می‌رسد، فاز فرود: لحظه‌ای که در آن GRF عمودی به ۱۰ نیوتن رسید، فاز پس از فرود: به لحظه‌ای اشاره دارد که در آن زانو حداکثر فلکشن را تجربه می‌کند (شکل ۱).



شکل ۱. وظایف پرش و فرود در مراحل مختلف پژوهش: ۱) مرحله آمادگی، ۲) مرحله شروع، ۳) مرحله اوج، ۴) مرحله فرود، ۵) مرحله پس از فرود

تجزیه‌وتحلیل آماری

برای ارزیابی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. مقادیر میانگین چهار آزمون موفق برای هر متغیر محاسبه و برای تجزیه‌وتحلیل آماری استفاده شد. اطلاعات جمع آوری شده توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ تجزیه‌وتحلیل شد. از آزمون MANOVA برای تجزیه‌وتحلیل تفاوت در حرکت بین گروه‌ها در مراحل مختلف استفاده شد. همچنین برای مقایسه درون‌گروهی اثرات زانوبند از آزمون اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. کلیه تحلیل‌ها در سطح معناداری P<۰/۰۵ انجام شد.

نتایج

کینماتیک مفاصل اندام تحتانی در حین پرش و فرود در سه شرایط مختلف (بدون زانوبند، با زانوبند و با زانوبند و مچبند) برای گروه‌های کنترل و ACLR در پنج مرحله متوالی در جداول ۱ تا ۵ ارائه شده است. مقایسه‌ها در دو بخش انجام شده است: الف) مقایسه درون‌گروهی و ب) مقایسه بین‌گروهی.

مقایسه درون‌گروهی

در مرحله آماده‌سازی، در هیچ‌یک از سه شرایط پرش و فرود (WS، با KS و KAS) تفاوت معنی‌داری در حرکات مفاصل اندام تحتانی وجود نداشت (P<۰/۰۵) (جدول ۱). در فاز شروع، در گروه ACLR در شرایط WS فلکشن ران حدوداً ۳ درجه بیشتر از شرایط KS و KAS بود (P=۰/۰۳۵)؛ اما در همین شرایط و در گروه کنترل، فلکشن ران ۳ درجه بیشتر از شرایط KS بود (P=۰/۰۴۶). در فاز اوج، فلکشن ران در گروه کنترل در شرایط WS، ۳ درجه بیشتر از شرایط KS بود (P=۰/۰۲۵). در مرحله فرود و پس از فرود تفاوت معناداری بین هر سه شرایط دیده نشد (جدول ۲ و شکل ۲).

مقایسه بین گروهی

به‌طورکلی، در هر سه حالت پرش–فرود (WS، KS و KAS) گروه ACLR به‌طور معناداری تیلت لگن بیشتری در مقایسه با گروه کنترل نشان داد. در مرحله آمادگی این افزایش تیلت لگن در گروه ACLR برای پرش–فرود بدون بریس ۱۵/۸ درجه (P=۰/۰۰۹)،

با KS ۵/۱۸ درجه (P=۰/۰۰۲) و با KAS ۷/۱۹ درجه (P=۰/۰۰۹) بود (شکل ۳). در مرحله شروع نیز این افزایش تیلت لگن در گروه ACLR برای پرش–فرود بدون بریس ۱۷/۱ درجه (P=۰/۰۰۳)، با KS ۴/۱۹ درجه (P=۰/۰۰۶) و با KAS ۲۶/۲۱ درجه (P= ۰/۰۰۶) بود. به همین ترتیب گروه ACLR در مرحله اوج پرش در شرایط بدون بریس ۱۷/۳۳ درجه (P=۰/۰۰۶)، با KS ۴۹/۲۰ درجه (P=۰/۰۰۶) و با KAS ۵۴/۲۰ درجه (P= ۰/۰۱۳) تیلت لگن بیشتری نشان داد (جدول ۳). این مقادیر برای لحظه فرود به ترتیب ۱۵/۰۴ درجه (P=۰/۰۰۴)، ۲۲/۰۰ درجه (P=۰/۰۰۶) و ۱۵/۲۲ درجه (P=۰/۰۱۶) (جدول ۴) و در مرحله پس از فرود ۱۶/۱۷ درجه (P=۰/۰۱۰)، ۰۴/۲۱ درجه (P=۰/۰۱۵) و ۱۹/۷۷ درجه (P=۰/۰۲۹) بودند (جدول ۵).

جدول ۱. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در مرحله آمادگی دو گروه کنترل و ACLR

	گروه	WS	KS	KAS	مقایسه درون گروهی		
					P.value WS/KS	*P*.value WS/KAS	*P*.value KS/KAS
چرخش لگن	کنترل	-۱۴/۹۵±۳/۱۵	-۱۶/۰۷±۴/۶۰	-۱۴/۷۱±۴/۷۷	۰/۷۴۷	۱/۰۰۰	۰/۴۵۳
	ACLR	-۳۰/۸۴±۳/۱۵	-۳۴/۵۸±۴/۶۰	-۳۴/۰۲±۴/۷۷	۰/۹۹۶	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۰۲**	**۰/۰۰۹**	**۰/۰۰۹**			
فلکشن/ اکستنشن ران	کنترل	۴۷/۳۷±۳/۵۹	۴۷/۱۹±۵/۶۷	۴۵/۸۴±۳/۶۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۸۹۷
	ACLR	۵۲/۶۷±۳/۵۹	۴۳/۵۹±۵/۶۷	۵۰/۳۳±۳/۶۳	۰/۸۰۴	۰/۶۹۳	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۳۰۹	۰/۶۵۸	۰/۳۹۱			
فلکشن/ اکستنشن زانو	کنترل	-۶۸/۳۱±۲/۱۳	-۶۵/۸±۳/۰۸	-۶۸/۶۱±۱/۸۳	۰/۱۵۹	۱/۰۰۰	۰/۷۸۶
	ACLR	-۶۷/۹۷±۲/۱۳	-۶۶/۲۴±۳/۰۸	-۶۷/۴۸±۱/۸۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۹۱۱	۰/۶۵۷	۰/۶۹۹			
پلانتار/ دورسی فلکشن مچ	کنترل	۲۹/۵۵±۱/۹۰	۲۹/۰۵±۳/۸۴	۲۹/۵۴±۱/۸۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	۲۹/۲۲±۱/۹۰	۲۶/۰۷±۳/۸۴	۲۹/۶۱±۱/۸۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۹۰۶	۰/۵۸۹	۰/۹۸۰			

نکته: مقادیر شامل میانگین و انحراف استاندارد می باشند. ACLR: رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، WS: بدون پوشیدن زانوبند و مچبند، KS: با زانوبند، KAS: با زانوبند و مچبند. چرخش قدامی لگن (+) / چرخش خلفی لگن (–) ران اکستنشن (–)/ فلکشن (+)، زانو اکستنشن (–)/ فلکشن (+) پلانتار فلکشن (+)/ دورسی فلکشن (–)

جدول ۲. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در مرحله شروع دو گروه کنترل و ACLR

	گروه	WS	KS	KAS	مقایسه درون گروهی		
					P.value WS/KS	*P*.value WS/KAS	*P*.value KS/KAS
چرخش لگن	کنترل	-۹/۲۳±۳/۶۱	-۸/۳۹±۴/۲۶	-۷/۹۵±۴/۷۱	۰/۵۳۴	۰/۵۹۲	۱/۰۰۰
	ACLR	-۲۶/۴۱±۳/۶۱	-۲۸/۳۳±۴/۲۶	-۲۸/۲۱±۴/۷۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۰۳**	**۰/۰۰۶**	**۰/۰۰۶**			
فلکشن/ اکستنشن ران	کنترل	۶/۸۰±۳/۸۹	۶/۰۶±۳/۸۷	۴/۲۲±۳/۶۶	۱/۰۰۰	**۰/۰۴۶**	۰/۸۷۵
	ACLR	۱۵/۷۰±۳/۸۹	۱۳/۲۵±۳/۸۷	۱۲/۷۸±۳/۶۶	**۰/۰۳۵**	۰/۱۲۳	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۱۲۰	۰/۲۰۴	۰/۱۱۳			
فلکشن/ اکستنشن زانو	کنترل	-۲۳/۵۹±۲/۳۷	-۲۴/۴۲±۲/۶۲	-۲۳/۲۱±۲/۵۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۲۶/۳۸±۲/۳۷	-۲۶/۰۶±۲/۶۲	-۲۵/۸۲±۲/۵۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۴۱۴	۰/۶۶۲	۰/۴۷۴			
پلانتار/ دورسی فلکشن مچ	کنترل	-۱۳/۸۴±۲/۴۵	-۱۴/۴۰±۲/۲۸	-۱۴/۴۱±۲/۳۸	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۱۶/۸۰±۲/۴۵	-۱۶/۱۲±۲/۲۸	-۱۶/۵۱±۲/۳۸	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۴۰۵	۰/۵۹۹	۰/۵۴۰			

نکته: مقادیر شامل میانگین و انحراف استاندارد می باشند. ACLR: رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، WS: بدون پوشیدن زانوبند و مچبند، KS: با زانوبند، KAS: با زانوبند و مچبند. چرخش قدامی لگن (+) / چرخش خلفی لگن (–) ران اکستنشن (–)/ فلکشن (+)، زانو اکستنشن (–)/ فلکشن (+) پلانتار فلکشن (+)/ دورسی فلکشن (–)

میزان فلکشن ران در گروه ACLR در مرحله فرود بدون بریس، با KS و با KAS به ترتیب ۱۰/۲۱ درجه (P=۰/۰۳۳)، ۴۸/۹۰ درجه (P=۰/۰۴۷) و ۹/۸۶ درجه (P=۰/۰۳۱) بیشتر از آن در گروه کنترل بود. همچنین گروه ACLR در این مرحله در شرایط KS ۶/۸ درجه (P= ۰/۰۵۲) پلانتارفلکشن بیشتری در مچ پا در مقایسه با گروه کنترل از خود نشان داد. در مرحله پس فرود نیز در شرایط WS و KAS مقدار فلکشن ران گروه ACLR حدود ۱۳/۸۲ درجه (P=۰/۰۳۸) و ۱۱/۶۳ درجه بیشتر از گروه کنترل بود (جدول ۳).

جدول ۳. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در مرحله اوج پرش دو گروه کنترل و ACLR

	گروه	WS	KS	KAS	مقایسه درون گروهی		
					P.value WS/KS	*P*.value WS/KAS	*P*.value KS/KAS
چرخش لگن	کنترل	-۲/۸۹±۱/۴/۰۶	-۲/۲۶±۴/۷۳	-۲/۲۷±۵/۳۷	۰/۸۶۹	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۲۰/۲۲±۴/۰۶	-۲۲/۷۵±۴/۷۳	-۲۲/۸۱±۵/۳۷	۰/۹۳۲	۰/۱۹۴	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۰۶**	**۰/۰۰۳**	**۰/۰۱۳**	۰/۸۹۷	۰/۱۹۴	۱/۰۰۰
فلکشن/ اکستنشن ران	کنترل	۳۰/۵۷±۳/۲۹	۲۷/۸۰±۳/۴۲	۲۶/۶۱±۳/۳۸	**۰/۰۲۵**	۰/۱۹۴	۱/۰۰۰
	ACLR	۳۴/۷۰±۳/۲۹	۳۱/۹۳±۳/۴۲	۳۱/۱۵±۳/۳۸	۰/۱۰۱	۰/۳۲۱	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۳۸۵	۰/۴۰۳	۰/۳۵۳			
فلکشن/ اکستنشن زانو	کنترل	-۷۵/۵۳±۴/۳۳	-۶۹/۰۵±۴/۰۰	-۷۰/۴۳±۴/۶۴	۰/۱۵۲	۰/۵۴۸	۱/۰۰۰
	ACLR	-۷۲/۴۱±۴/۳۳	-۷۱/۲۲±۴/۰۰	-۷۰/۲۲±۴/۶۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۶۱۶	۰/۷۰۶	۰/۹۷۵			
پلانتار/ دورسی فلکشن مچ	کنترل	۰/۶۲±۲/۶۷	-۰/۳۴±۲/۸۲	-۰/۶۲±۳/۱۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۰/۳۸±۲/۶۷	-۲/۵۲±۲/۸۲	-۰/۷۵±۳/۱۰	۰/۸۵۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۷۹۸	۰/۵۹۱	۰/۹۷۸			

نکته: مقادیر شامل میانگین و انحراف استاندارد می باشند. ACLR: رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، WS: بدون پوشیدن زانوبند و مچبند، KS: با زانوبند، KAS: با زانوبند و مچبند. چرخش قدامی لگن (+) / چرخش خلفی لگن (-) ران اکستنشن (-)/ فلکشن (+)، زانو اکستنشن (-)/ فلکشن (+) پلانتار فلکشن (+)/ دورسی فلکشن (-)

جدول ۴. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در مرحله فرود دو گروه کنترل و ACLR

	گروه	WS	KS	KAS	مقایسه درون گروهی		
					P.value WS/KS	*P*.value WS/KAS	*P*.value KS/KAS
چرخش لگن	کنترل	۱/۷۷±۴/۰۹	۲/۴۵±۵/۱۲	۱/۷۳±۶/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۱۶/۸۱±۴/۰۹	-۱۹/۵۵±۵/۱۲	-۲۰/۴۲±۶/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۰۴**	**۰/۰۰۶**	**۰/۰۱۶**	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
فلکشن/ اکستنشن ران	کنترل	۲۲/۸۳±۳/۱۷	۲۳/۰۳±۳/۱۹	۲۱/۵۲±۳/۰۲	۰/۷۶۷	۰/۳۴۰	۰/۸۵۳
	ACLR	۳۴/۰۴±۳/۱۷	۳۲/۵۱±۳/۱۹	۳۱/۳۸±۳/۰۲	۱/۰۰۰	۰/۶۹۲	۰/۵۶۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۳۳**	**۰/۰۴۷**	**۰/۰۳۱**	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
فلکشن/ اکستنشن زانو	کنترل	-۲۹/۲۸±۲/۹۴	-۳۰/۰۸±۲/۳۵	-۲۸/۶۷±۲/۳۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۳۱/۱۷±۲/۹۴	-۲۸/۶۷±۲/۳۵	-۲۸/۵۳±۲/۳۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۶۵۴	۰/۶۷۴	۰/۹۴۷			
پلانتار/ دورسی فلکشن مچ	کنترل	-۶/۵۴±۲/۱۸	-۴/۸۲±۲/۳۶	-۶/۶۷±۲/۱۲	۰/۶۸۳	۱/۰۰۰	۰/۲۷۵
	ACLR	-۱۰/۴۹±۲/۱۸	-۱۱/۶۹±۲/۳۶	-۱۱/۹۶±۲/۱۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۲۱۴	**۰/۰۵۰**	۰/۰۹۲			

نکته: مقادیر شامل میانگین و انحراف استاندارد می باشند. ACLR: رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، WS: بدون پوشیدن زانوبند و مچبند، KS: با زانوبند، KAS: با زانوبند و مچبند. چرخش قدامی لگن (+) / چرخش خلفی لگن (-) ران اکستنشن (-)/ فلکشن (+)، زانو اکستنشن (-)/ فلکشن (+) پلانتار فلکشن (+)/ دورسی فلکشن (-)

جدول ۵. زوایای لگن، ران، زانو و مچ پا در مرحله پس از فرود دو گروه کنترل و ACLR

	گروه	WS	KS	KAS	مقایسه درون گروهی		
					P.value WS/KS	*P*.value WS/KAS	*P*.value KS/KAS
چرخش لگن	کنترل	-۲/۹۴±۴/۰۶	-۵/۲۵±۵/۶۳	-۳/۹۲±۵/۹۸	۰/۴۷۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۱۹/۱۱±۴/۰۶	-۲۶/۲۹±۵/۶۳	-۲۳/۶۹±۵/۹۸	۰/۲۳۴	۰/۵۲۵	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۱۰**	**۰/۰۱۵**	**۰/۰۲۹**			
فلکشن/ اکستنشن ران	کنترل	۱۵/۳۰±۴/۵۲	۱۷/۱۳±۴/۴۸	۱۴/۱۸±۳/۷۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	۲۹/۱۲±۴/۵۲	۲۵/۵۰±۴/۴۸	۲۵/۸۱±۳/۷۲	۰/۸۸۹	۰/۷۸۲	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		**۰/۰۴۲**	۰/۲۰۰	**۰/۰۳۸**			
فلکشن/ اکستنشن زانو	کنترل	-۱۸/۱۰±۴/۳۹	-۱۶/۵۴±۳/۳۴	-۱۸/۱۱±۳/۹۱	۰/۴۳۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	ACLR	-۲۹/۰۵±۴/۳۹	-۲۵/۵۲±۳/۳۴	-۲۶/۲۳±۳/۹۱	۰/۸۱۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
مقایسه بین گروهی		۰/۰۹۲	۰/۰۷۱	۰/۱۵۶			
پلانتار/ دورسی فلکشن مچ	کنترل	۶/۰۶±۲/۰۴	۳/۴۳±۲/۳۰	۷/۷۷±۱/۹۳	۰/۱۰۸	۱/۰۰۰	۰/۱۲۶
	ACLR	۷/۴۴±۲/۰۴	۴/۳۲±۲/۳۰	۵/۴۶±۱/۹۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۹۴۰
مقایسه بین گروهی		۰/۶۳۷	۰/۷۸۸	۰/۴۰۶			

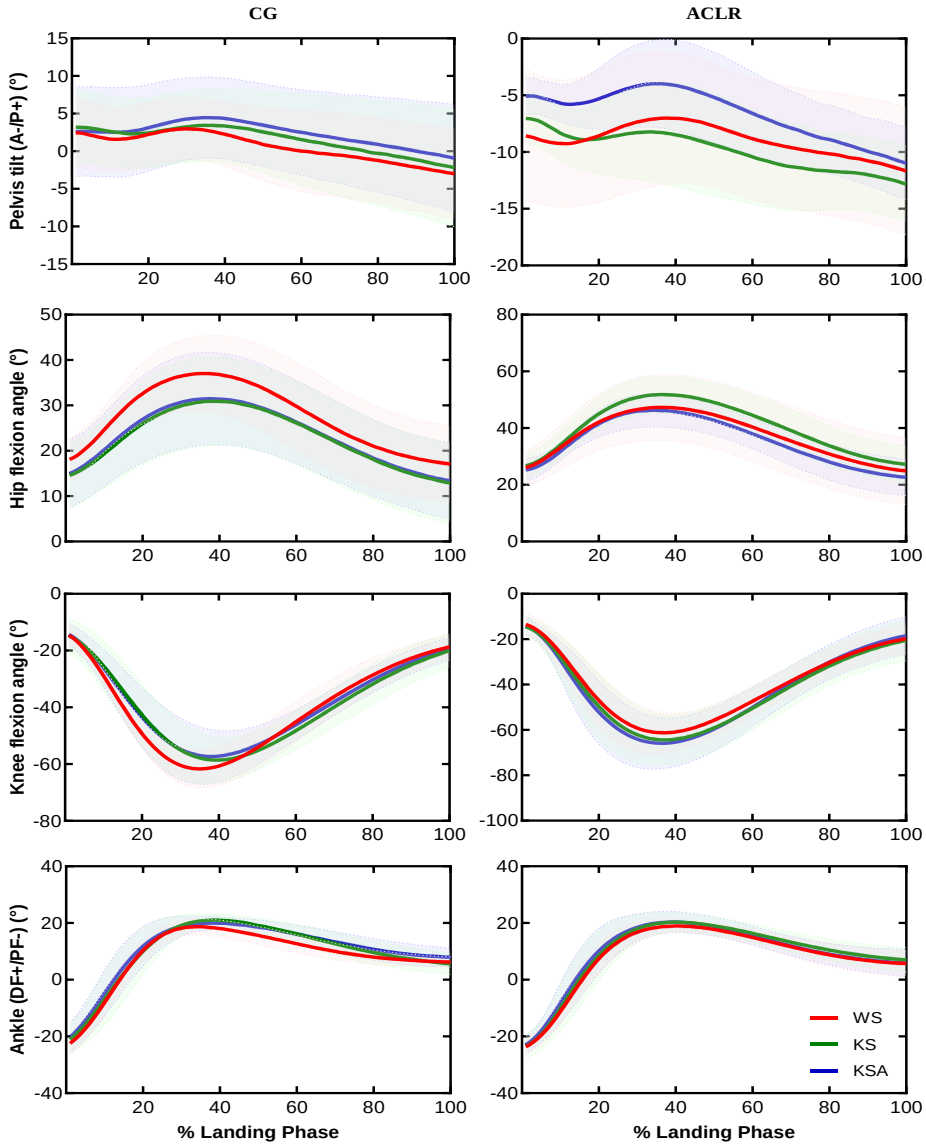
نکته: مقادیر شامل میانگین و انحراف استاندارد می باشند. ACLR: رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، WS: بدون پوشیدن زانوبند و مچبند، KS: با زانوبند، KAS: با زانوبند و مچبند. چرخش قدامی لگن (+) / چرخش خلفی لگن (−) ران اکستنشن (−)/ فلکشن (+)، زانو اکستنشن (−)/ فلکشن (+) پلانتار فلکشن (+)/ دورسی فلکشن (−)

بحث

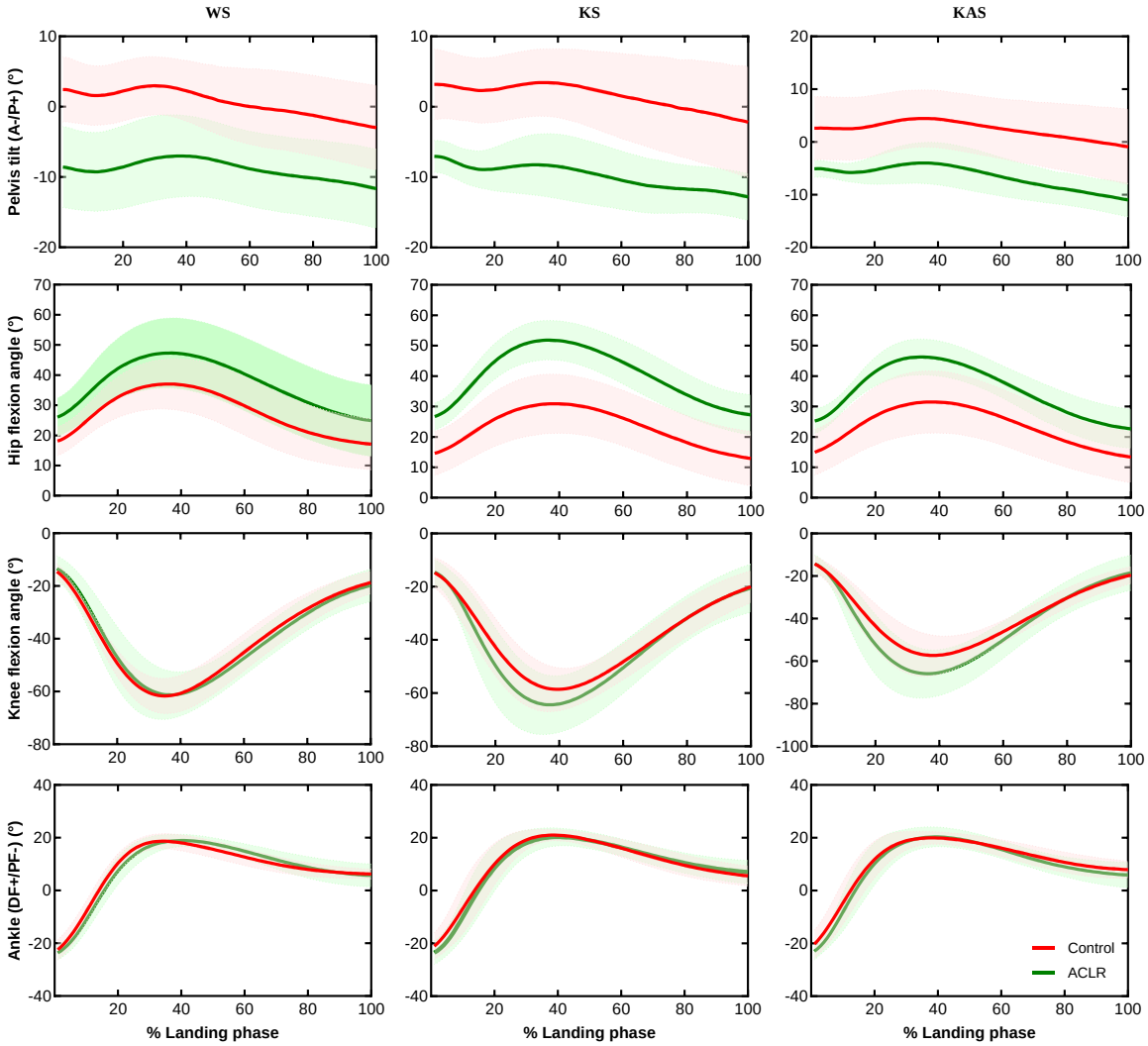
این مطالعه به بررسی تأثیر استفاده از زانوبند و مچبند بر الگوی حرکتی مفاصل اندام تحتانی در حین اجرای پرش–سرزدن به توپ–فرود در فوتبالیست‌های حرفه‌ای با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL) پرداخته است. یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد که استفاده از زانوبند و مچبند به‌طور معناداری بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی در مراحل مختلف پرش و فرود اثر دارد.

براساس این یافته‌ها در تمام مراحل پرش و فرود، گروه ACLR تیلت لگن بیشتری نسبت به گروه کنترل داشت. این افزایش تیلت لگن ممکن است نشان‌دهنده استراتژی جبرانی برای کاهش بار وارد بر زانوی آسیب‌دیده باشد. خصوصاً اینکه افزایش تیلت قدامی لگن ممکن است با فلکشن بیشتر تنه همراه باشد. تحقیقات پیشین نیز نشان داده‌اند که ورزشکاران باسابقه بازسازی ACL تمایل به استفاده از استراتژی‌های جبرانی مانند افزایش تیلت لگن دارند تا فشار ناشی از نیروی عکس‌العمل زمین وارد بر زانو را کاهش دهند (۸). اما احتمالاً این افزایش تیلت لگن که با افزایش فلکشن تنه می‌تواند همراه شود اگر با افزایش فلکشن ران نیز همراه شود می‌تواند به‌عنوان ریسک فاکتور برای زانو مطرح شود. زیرا مطالعات پیشین افزایش فلکشن ران را یک ریسک فاکتور برای آسیب زانو می‌دانند (۳۵). این یافته‌ها تأیید می‌کنند که نقص‌های حس عمقی و کنترل عصبی–عضلانی ناشی از جراحی زانو برای بازسازی ACL ممکن است حتی بعد از دوره توان‌بخشی و برگشت ورزشکار به فعالیت‌های ورزشی باقی بمانند و منجر به تغییرات در الگوی حرکتی شوند. در یک مطالعه رفشاگ و همکاران (۲۰۰۰) بیان کردند کینزیوتیپ به علت تماس نزدیک با پوست، پیام‌های حسی قوی را فراهم می‌آورد که سبب افزایش قدرت فعالیت گیرنده‌های عمقی پوست می‌شود (۳۶). طبق نظر برونتی و همکاران (۲۰۰۶)، بعد از بازسازی لیگامان متقاطع قدامی، مکانورسپتورهای مفصلی متعدد و ارتباطات عصبی مرکزی به‌طور مداوم تغییر می‌کنند (۳۷). همچنین زامپیری و همکاران (۲۰۲۱)، عنوان کردند که با توجه به نقایص حسی که در اثر آسیب لیگامان متقاطع قدامی ایجاد می‌شود، تحریک مکانورسپتورها با استفاده از کینزیوتیپ بتواند با فراهم کردن آوران‌های ورودی حسی سبب جبران نقش آوران‌های لیگامانی شود و متعاقباً میزان خطای بازسازی زاویه کاهش یابد (۳۸). اسپانوس و همکاران (۲۰۰۸) بیان کردند که کاربرد کینزیوتیپ

از آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا به‌وسیله افزایش فراخوان حس عمقی از طریق فعال کردن گیرنده‌های مکانیکی پوست مناطق اطراف مفصل جلوگیری می‌کند. طبق مطالعات قبلی، آن‌ها اظهار داشتند که فیبرهای عصبی آورانی برخاسته از گیرنده‌های مکانیکی، لیگامان، پوست و بافت عضلانی پاسخگوی حس عمقی مناسب هستند و تحریک این نواحی سبب تقویت گیرنده‌ها و مسیرهای حس عمقی می‌شود (۳۹). همین‌طور روغنی و همکاران (۲۰۲۴) در تحقیقی بیان کردند که به‌کارگیری کینزیوتیپ احتمالاً به دلیل به‌کارگیری ورودی‌های حسی بیشتر می‌تواند سبب بهبود حس عمقی مفصل زانو شود (۴۰). اما تاکنون کسی عنوان نکرده است که زانوبند هم ممکن است بتواند اثراتی مشابه اثرات کینزیوتیپ نشان دهد. این مطالعه می‌تواند دریچه‌ای در این زمینه فراهم آورد و زمینه این مطالعات را فراهم سازد.



شکل ۲. مقایسه درون گروهی حرکات مفاصل اندام تحتانی در پرش و فرود: رنگ قرمز) بدون پوشیدن زانوبند و مچبند (WS)، رنگ آبی) پرش و فرود با پوشیدن زانوبند (KS)، رنگ سبز) پرش و فرود با پوشیدن زانوبند و مچبند (KAS). ردیف اول چرخش لگن، ردیف دوم فلکشن ران، ردیف سوم فلکشن زانو و ردیف چهارم دورسی/پلانتار مچ پا.



شکل ۳. مقایسه حرکات اندام تحتانی (میانگین و انحراف استاندارد) بین گروه کنترل (رنگ قرمز) و گروه ACLR (رنگ سبز) در پرش و فرود بدون پوشیدن زانوبند و مچبند (WS)، پرش و فرود با پوشیدن زانوبند (KS)، پرش و فرود با پوشیدن زانوبند و مچبند (KAS). ناحیه سایه روشن تفاوت معناداری را نشان می‌دهد. ردیف اول چرخش لگن، ردیف دوم فلکشن ران، ردیف سوم فلکشن زانو و ردیف چهارم دورسی/پلانتار مچ پا.

همچنین گلاتک (۲۰۲۲) در یک بررسی بیان کرد با اینکه بریس می‌تواند حمایت اولیه از زانو را در مراحل اولیه توان‌بخشی پس از بازسازی ACL ارائه کند، زانوبندها هیچ مزیت بالینی مهمی فراتر از احساس امنیت روانی ندارند (۴۱). استفاده طولانی مدت از بریس ممکن است منجر به آتروفی عضلانی و متعاقب آن کاهش عملکرد و حس عمقی شود (۴۲). چوی و همکاران (۲۰۱۱) یافتند که ضعف عضله پهن میانی مورب پیامد استفاده طولانی‌مدت از بریس است؛ بنابراین، بسیاری از کارشناسان پیشنهاد می‌کنند که بریس‌ها عملکرد را در مدت زمان طولانی بهبود نمی‌بخشند (۱۵). بریس‌ها زاویه فلکشن، دامنه حرکت، سرعت زاویه‌ای و جابجایی زاویه‌ای را کاهش می‌دهند. این اثرات منفی، ACL را بیشتر در معرض خطر آسیب قرار می‌دهد (۴۳-۴۵). برایان و همکارانش (۲۰۲۳) در یک مطالعه مروری به این نتیجه رسیدند که زانوبند ممکن است خطر آسیب ACL را با تعدیل فشار/ استرین و حرکت ACL در صفحات عرضی و فرونتال کاهش دهند، بااین‌حال، بریس پیشگیرانه در کنترل حرکات صفحه ساجیتال و کاهش نیروی

عکس‌العمل زمین کمتر آشکار بود. توصیه برای استفاده از این نوع زانوبندها به دلیل ناهمگونی روش‌های مطالعه، نوع بریس مای استفاده شده و سطح آمادگی شرکت‌کنندگان در مطالعه محدود می‌شود (۴۶). و اما مقالات دیگری نشان دادند که بریس هیچ تأثیر قابل‌توجهی بر زوایای فلکشن زانو، دامنه حرکت یا سرعت زاویه‌ای در هر مرحله از حرکت ندارد. بنابراین، ما قادر به نتیجه‌گیری اثرات بریس بر کینماتیک زانو در صفحه ساجیتال نبودیم (۴۷-۴۹).

در مطالعه حاضر نتایج نشان دادند که اثرات زانوبند و مچبند در گروه ACLR متفاوت بودند. در مرحله شروع، در هر دو شرایط فقط زانوبند و زانوبند توأم با مچبند کاهش فلکشن ران در مقایسه با شرایط بدون بریس مشاهده شد. این کاهش ممکن است نشان‌دهنده محدودیت حرکتی ایجاد شده توسط بریس‌ها باشد که می‌تواند بر عملکرد ورزشی تأثیر بگذارد. بااین‌حال، این محدودیت و کاهش فلکشن ران ممکن است به کاهش بار وارد بر زانو و جلوگیری از آسیب‌های مجدد کمک کند (۵۰). در نتیجه این نکته می‌تواند نکته مثبتی برای استفاده از بریس برای کاهش خطر آسیب مجدد در نظر گرفته شود. هرچند که صرف تغییر در فلکشن ران به دلیل استفاده از زانوبند و مچبند کافی نیست. بلکه رسیدن الگوی حرکتی به سطح طبیعی مهم است که این هدف برآورده نشد. در لحظه فرود، گروه ACLR در شرایط استفاده از زانوبند (KS) پلانتارفلکشن بیشتری در مچ پا نشان دادند. این افزایش ممکن است نشان‌دهنده تلاش برای جذب بهتر نیروهای عکس‌العمل زمین و کاهش بار وارد بر زانو باشد. این یافته با مطالعاتی که نشان می‌دهند افزایش پلانتارفلکشن مچ پا می‌تواند به کاهش بار وارد بر ACL کمک کند، همسو است (۳۲). تفاوت‌های معنادار بین گروه ACLR و گروه کنترل در تیلت لگن و فلکشن ران نشان می‌دهد که حتی پس از بازسازی ACL، ورزشکاران ممکن است الگوهای حرکتی غیرطبیعی را حفظ کنند. این تغییرات ممکن است خطر آسیب‌های مجدد را افزایش دهد، به‌ویژه در ورزش‌های پرتقاضا مانند فوتبال. این یافته‌ها بر اهمیت تمرینات بازتوانی که بر بهبود کنترل عصبی-عضلانی و الگوهای حرکتی طبیعی تمرکز دارند، تأکید می‌کنند (۹). گزارش شده است که کاهش زوایای فلکشن زانو در مرحله فرود باعث افزایش خطر آسیب ACL می‌شود (۳۵, ۵۱, ۵۲). هنگامی‌که فلکشن زانو کاهش می‌یابد، زاویه بین تاندون کشکک و درشتنی افزایش می‌یابد و عضلات خم کننده زانو نمی‌توانند نیروی خلفی را به استخوان ساق وارد کند در نتیجه نیرویی برشی قدامی نسبت به درشتنی افزایش می‌یابد. همچنین گزارش شده هنگامی‌که فلکشن زانو کم باشد دریافت نیروی عکس‌العمل زمین ناشی از ضربه فرود، ممکن است نیروی محوری تیبیا و به‌موازات آن نیروی برشی قدامی روی ACL را افزایش دهد (۵۳-۵۵).

ACL محدودکننده اصلی در برابر نیروهای برشی قدامی است که به استخوان درشتنی نسبت به استخوان ران اعمال می‌شود؛ بنابراین، اعمال بارگذاری زانو در زاویه فلکشن کم زانو، باعث ایجاد فشار بیشتر ACL نسبت به زوایای فلکشن بیشتر زانو می‌شود(۵۱, ۵۵, ۵۶). ACL در فرود از ارتفاع در حالتی که زانو کمتر خم شده باشد و یا به اکستنشن کامل زانو نزدیک باشد، بیشترین خطر آسیب را دارد (۳۵). ازاین‌رو، افزایش زاویه فلکشن زانو، دامنه حرکت، جابجایی زاویه‌ای یا سرعت زاویه‌ای، به‌عنوان روشی برای محافظت از زانو در برابر آسیب ACL تلقی می‌شود (۲۶, ۵۷). در یک تحقیق گزارش شده است که استفاده از بریس زانو ، باعث افزایش زاویه فلکشن زانو، دامنه حرکت و حداکثر سرعت زاویه‌ای شده و خطر آسیب ACL را کاهش می‌دهد (۵۸). دریک مطالعه اکبری و همکاران (۲۰۲۳) مشاهده کردند که اضافه کردن ضربه سر به توپ به‌عنوان یک تکلیف ثانویه در حین فرود و پرش عمودی تأثیری بر کینماتیک و کینتیک مفصل مچ پا نداشت. به نظر می‌رسد که تغییرات قابل‌توجهی در مچ پا هنگام ضربه سر به توپ فوتبال در حین انجام وظیفه فرود و پرش عمودی در مقایسه با شرایط فرود و پرش عمودی بدون توپ لازم نیست همچنین بیان داشتند که قرار دادن توپ به‌عنوان یک تکلیف ثانویه در وظایف فرود و پرش عمودی، کینماتیک تنه را در صفحه فرونتال و کینماتیک اندام تحتانی را در صفحه ساجیتال تغییر می‌دهد و احتمالاً خطر آسیب ACL را افزایش می‌دهد. این نتایج نشان می‌دهد که کسب

توانایی انجام ایمن مهارت‌های پرش- فرود تحت یک کار شناختی ثانویه، مانند ضربه زدن به توپ، ممکن است برای پیشگیری از آسیب ACL یا آسیب مجدد مفید باشد؛ بنابراین، ضربه سر در فرود و پرش عمودی ممکن است در برنامه پیشگیری یا توان‌بخشی آسیب ACL گنجانده شود (۲۷). یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که اولاً فوتبالیست‌های حرفه‌ای که پس از بازسازی ACL و سپری کردن توان‌بخشی به ورزش بازگشته‌اند هنوز از الگوهای حرکتی طبیعی افراد سالم فاصله دارند و انجام پرش و فرود آن‌ها هنگام اجرای تکنیک ضربه سر با ریسک آسیب مجدد همراه است. ثانیاً، استفاده از زانوبند و مچبند می‌تواند به بهبود الگوی حرکتی و کاهش بار وارد بر زانو در این ورزشکاران کمک کند. بااین‌حال، این بریس‌ها ممکن است محدودیت‌های حرکتی ایجاد کنند که بر عملکرد ورزشی تأثیر بگذارد؛ بنابراین، استفاده از این بریس‌ها باید با احتیاط و تحت نظارت متخصصان انجام شود. همچنین، این یافته‌ها بر نیاز به طراحی پروتکل‌های بازتوانی که بر بهبود کنترل عصبی-عضلانی و الگوهای حرکتی طبیعی تمرکز دارند، تأکید می‌کنند.

این مطالعه محدودیت‌هایی دارد، از جمله تعداد محدود شرکت‌کنندگان و تمرکز بر یک وظیفه حرکتی خاص. مضافاً اینکه، وظیفه حرکتی موردنظر در محیط آزمایشگاه اجرا شد. اجرای تکنیک حرکتی پرش-فرود برای ضربه سر، در محیط آزمایشگاه بود که طبیعتاً با شرایط فضای طبیعی بازی متفاوت است. در نتیجه این تمرکز ممکن است مطابقت ۱۰۰٪ با شرایط بازی در زمین چمن نداشته باشد. تحقیقات آینده می‌توانند با بررسی تأثیر بریس‌ها بر وظایف حرکتی متنوع‌تر و در جمعیت‌های بزرگ‌تر، به درک بهتری از تأثیرات این ابزارها بر الگوهای حرکتی و خطر آسیب‌های مجدد دست یابند. همچنین، بررسی تأثیر طولانی‌مدت استفاده از بریس‌ها بر عملکرد ورزشی و خطر آسیب‌های مجدد می‌تواند به طراحی پروتکل‌های بازتوانی مؤثرتر کمک کند.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه نشان می‌دهد که فوتبالیست‌های حرفه‌ای پس از بازگشت به ورزش هنوز الگوی کینماتیکی طبیعی را بازنیافته و در معرض آسیب مجدد هستند. استفاده از زانوبند و مچبند می‌تواند بر الگوی حرکتی مفاصل اندام تحتانی در ورزشکاران باسابقه بازسازی ACL تأثیر گذاشته و ریسک آسیب را کاهش دهند. بااین‌حال، در عین کاهش ریسک، می‌توانند محدودیت‌های حرکتی ایجاد کنند که بر عملکرد ورزشی تأثیر بگذارند؛ بنابراین، اثر زانوبند و مچبند باید در اجرای مهارت‌های مختلف در ورزشکاران ارزیابی شود و استفاده از این ابزارها باید بااحتیاط و تحت نظارت متخصصان انجام شود. پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده باید به بررسی تأثیرات طولانی‌مدت این بریس‌ها و طراحی پروتکل‌های بازتوانی مؤثرتر بپردازند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. همه شرکت‌کنندگان با رضایت کامل در مطالعه شرکت کردند و به آن‌ها اطمینان داده شد که تمام اطلاعات مربوط به آن‌ها محرمانه باقی خواهد ماند.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, et al. Incidence of anterior cruciate ligament tears and reconstruction: a 21-year population-based study. The American journal of sports medicine. 2016;44(6):1502-7. [DOI:10.1177/0363546516629944] [PMID]

2. Renström PA. Eight clinical conundrums relating to anterior cruciate ligament (ACL) injury in sport: recent evidence and a personal reflection. British journal of sports medicine. 2013;47(6):367-72. [DOI:10.1136/bjsports-2012-091623] [PMID]

3. Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year: a prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. The American journal of sports medicine. 2015;43(4):848-56. [DOI:10.1177/0363546514563282] [PMID]

4. Kaplan Y, Witvrouw E. When is it safe to return to sport after ACL reconstruction? Reviewing the criteria. Sports health. 2019;11(4):301-5. [DOI:10.1177/1941738119846502] [PMID]

5. Shimokochi Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG, Lee SY, Shultz SJ. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013;21:888-97. [DOI:10.1007/s00167-012-2011-9] [PMID]

6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23(6):573-8. [DOI:10.3928/0147-7447-20000601-15] [PMID]

7. Waldén M, Hägglund M, Magnusson H, Ekstrand J. Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2011;19:11-9. [DOI:10.1007/s00167-010-1170-9] [PMID]

8. Georgoulis A, Ristanis S, Moraiti C, Paschos N, Zampeli F, Xergia S, et al. ACL injury and reconstruction: Clinical related in vivo biomechanics. Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique. 2010;96(8):S339-S48. [DOI:10.1016/j.rcot.2010.09.015]

9. Rodriguez K, Soni M, Joshi PK, Patel SC, Shreya D, Zamora DI, et al. Anterior cruciate ligament injury: conservative versus surgical treatment. Cureus. 2021;13(12):e20206. [DOI:10.7759/cureus.20206]

10. Wilke J, Vogel O, Ungricht S. Can we measure perceptual-cognitive function during athletic movement? A framework for and reliability of a sports-related testing battery. Physical Therapy in Sport. 2020;43:120-6. [DOI:10.1016/j.ptsp.2020.02.016] [PMID]

11. Grooms DR, Page SJ, Onate JA. Brain activation for knee movement measured days before second anterior cruciate ligament injury: neuroimaging in musculoskeletal medicine. Journal of athletic training. 2015;50(10):1005-10. [DOI:10.4085/1062-6050-50.10.02]

12. Aziminia M, Abbasi A. Comparing Trunk and Lower Extremity Kinematic Variables during Side-Cutting Maneuver in Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Athletes. Journal of Sport Biomechanics. 2022;8(1):50-64. [DOI:10.52547/JSportBiomech.8.1.3]

13. Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, et al. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. The American journal of sports medicine. 2009;37(12):2419-26. [DOI:10.1177/0363546509343201] [PMID]

14. Marois B, Tan XW, Pauyo T, Dodin P, Ballaz L, Nault M-L. Can a knee brace prevent ACL reinjury: a systematic review. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2021;18(14):7611. [DOI:10.3390/ijerph18147611] [PMID]

15. Choi E-H, Kim K-K, Jun A-Y, Choi E-H, Choi S-W, Shin K-Y. Effects of the off-loading brace on the activation of femoral muscles-A preliminary study. Annals of Rehabilitation Medicine. 2011;35(6):887-96. [DOI:10.5535/arm.2011.35.6.887] [PMID]

16. Warden SJ, Hinman RS, Watson Jr MA, Avin KG, Bialocerkowski AE, Crossley KM. Patellar taping and bracing for the treatment of chronic knee pain: A systematic review and meta-analysis. Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology. 2008;59(1):73-83. [DOI:10.1002/art.23242] [PMID]

17. Paluska SA, McKeag DB. Knee braces: current evidence and clinical recommendations for their use. American family physician. 2000;61(2):411-8.

18. Sitler M, Ryan CJ, Hopkinson LW, Wheeler LJ, Santomier J, Kolb LR, et al. The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football: a prospective, randomized study at West Point. The American journal of sports medicine. 1990;18(3):310-5. [DOI:10.1177/036354659001800315] [PMID]

19. Grace TG, Skipper B, Newberry J, Nelson M, Sweetser E, Rothman M. Prophylactic knee braces and injury to the lower extremity. JBJS. 1988;70(3):422-7. [DOI:10.2106/00004623-198870030-00015]

20. Teitz CC, Hermanson B, Kronmal R, Diehr P. Evaluation of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. JBJS. 1987;69(1):2-9. [DOI:10.2106/00004623-198769010-00002]

21. Silva JRLC, Detanico D, Pupo JD, Freitas CdlR. Bilateral asymmetry of knee and ankle isokinetic torque in soccer players u20 category. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano. 2015;17:195-204. [DOI:10.5007/1980-0037.2015v17n2p195]

22. Lees A, Nolan L. The biomechanics of soccer: a review. Journal of sports sciences. 1998;16(3):211-34. [DOI:10.1080/026404198366740] [PMID]

23. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. The American journal of sports medicine. 2010;38(10):1968-78. [DOI:10.1177/0363546510376053] [PMID]

24. Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. British journal of sports medicine. 2016;50(15):946-51. [DOI:10.1136/bjsports-2015-095908] [PMID]

25. Söderman K, Alfredson H, Pietilä T, Werner S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2001;9(5):313-21. [DOI:10.1007/s001670100228] [PMID]

26. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Biomechanics laboratory-based prediction algorithm to identify female athletes with high knee loads that increase risk of ACL injury. British journal of sports medicine. 2011;45(4):245-52. [DOI:10.1136/bjsm.2009.069351] [PMID]

27. Akbari H, Kuwano S, Shimokochi Y. Effect of heading a soccer ball as an external focus during a drop vertical jump task. Orthopaedic journal of sports medicine. 2023;11(4):23259671231164706. [DOI:10.1177/23259671231164706] [PMID]

28. Mohammad Zaheri R, Majlesi M, Fatahi A. Assessing the Effects of Fatigue on Ground Reaction Force Variations during Landing after a Spike in Professional Volleyball Players. Journal of Sport Biomechanics. 2024;10(1):54-68. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.1.54]

29. Almonroeder TG, Kernozek T, Cobb S, Slavens B, Wang J, Huddleston W. Cognitive demands influence lower extremity mechanics during a drop vertical jump task in female athletes. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2018;48(5):381-7. [DOI:10.2519/jospt.2018.7739] [PMID]

30. Dai B, Cook RF, Meyer EA, Sciascia Y, Hinshaw TJ, Wang C, et al. The effect of a secondary cognitive task on landing mechanics and jump performance. Sports biomechanics. 2018;17(2):192-205. [DOI:10.1080/14763141.2016.1265579] [PMID]

31. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Byrnes RN, Dopirak SE, Hewett TE. Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005;19(2):394-9. [DOI:10.1519/15834.1]

32. Mok KM, Bahr R, Krosshaug T. The effect of overhead target on the lower limb biomechanics during a vertical drop jump test in elite female athletes. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2017;27(2):161-6. [DOI:10.1111/sms.12640] [PMID]

33. Xu D, Zhou H, Quan W, Gusztav F, Wang M, Baker JS, et al. Accurately and effectively predict the ACL force: Utilizing biomechanical landing pattern before and after-fatigue. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2023;241:107761. [DOI:10.1016/j.cmpb.2023.107761] [PMID]

34. Di Marco R, Rossi S, Castelli E, Patanè F, Mazzà C, Cappa P. Effects of the calibration procedure on the metrological performances of stereophotogrammetric systems for human movement analysis. Measurement. 2017;101:265-71. [DOI:10.1016/j.measurement.2016.01.008]

35. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. Journal of athletic training. 2008;43(4):396-408. [DOI:10.4085/1062-6050-43.4.396] [PMID]

36. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. Medicine and science in sports and exercise. 2000;32(1):10-5. [DOI:10.1097/00005768-200001000-00003] [PMID]

37. Brunetti O, Filippi G, Lorenzini M, Liti A, Panichi R, Roscini M, et al. Improvement of posture stability by vibratory stimulation following anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2006;14:1180-7. [DOI:10.1007/s00167-006-0101-2] [PMID]

38. Zampieri N, de Nooij JC. Regulating muscle spindle and Golgi tendon organ proprioceptor phenotypes. Current opinion in physiology. 2021;19:204-10. [DOI:10.1016/j.cophys.2020.11.001] [PMID]

39. Spanos S, Brunswic M, Billis E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. The foot. 2008;18(1):25-33. [DOI:10.1016/j.foot.2007.07.003]

40. Roghani T, Niknam H, Rezaei M, Jahantigh Akbari N, Jame Bozorgi AA. Short and Medium-term Effects of Kinesio Taping on Proprioception After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024;13(3):676-87.

41. Gunadham U, Woratanarat P. Effect of knee bracing on clinical outcomes following anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomised controlled study. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology. 2024;36:18-23. [DOI:10.1016/j.asmart.2024.01.006] [PMID]

42. Glattke KE, Tummala SV, Chhabra A. Anterior cruciate ligament reconstruction recovery and rehabilitation: a systematic review. JBJS. 2022;104(8):739-54. [DOI:10.2106/JBJS.21.00688] [PMID]

43. Wu D, Zheng C, Wu J, Wang L, Wei X, Wang L. Protective knee braces and the biomechanics of the half-squat parachute landing. Aerospace medicine and human performance. 2018;89(1):26-31. [DOI:10.3357/AMHP.4887.2018] [PMID]

44. Moon J, Kim H, Lee J, Panday SB. Effect of wearing a knee brace or sleeve on the knee joint and anterior cruciate ligament force during drop jumps: A clinical intervention study. The Knee. 2018;25(6):1009-15. [DOI:10.1016/j.knee.2018.07.017] [PMID]

45. Hangalur G, Brenneman E, Nicholls M, Bakker R, Laing A, Chandrashekar N. Can a knee brace reduce the strain in the anterior cruciate ligament? A study using combined in vivo/in vitro method. Prosthetics and orthotics international. 2016;40(3):394-9. [DOI:10.1177/0309364615574167] [PMID]

46. Tuang BH, Ng ZQ, Li JZ, Sirisena D. Biomechanical effects of prophylactic knee bracing on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. Clinical Journal of Sport Medicine. 2023;33(1):78-89. [DOI:10.1097/JSM.0000000000001052] [PMID]

47. Hanzlíková I, Richards J, Tomsa M, Chohan A, May K, Smékal D, et al. The effect of proprioceptive knee bracing on knee stability during three different sport related movement tasks in healthy subjects and the implications to the management of Anterior Cruciate Ligament (ACL) injuries. Gait & posture. 2016;48:165-70. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.05.011] [PMID]

48. Sinclair JK, Vincent H, Richards JD. Effects of prophylactic knee bracing on knee joint kinetics and kinematics during netball specific movements. Physical Therapy in Sport. 2017;23:93-8. [DOI:10.1016/j.ptsp.2016.08.005] [PMID]

49. Teng PS, Leong K, Huang P, McLaren J. The effect of a knee-ankle restraint on acl injury risk reduction during jump-landing. Procedia Engineering. 2013;60:300-6. [DOI:10.1016/j.proeng.2013.07.036]

50. Giotis D, Paschos N, Zampeli F, Pappas E, Mitsionis G, Georgoulis A. Bracing can partially limit tibial rotation during stressful activities after anterior crucial ligament reconstruction with a hamstring graft. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2016;102(5):601-6. [DOI:10.1016/j.otsr.2016.04.005] [PMID]

51. Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, Rudy TW, Runco TJ, Woo SLY. Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 1999;7(2):93-7. [DOI:10.1007/s001670050128] [PMID]

52. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. Clinical biomechanics. 2010;25(2):142-6. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005] [PMID]

53. Norcross MF, Lewek MD, Padua DA, Shultz SJ, Weinhold PS, Blackburn JT. Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing, part I: sagittal-plane energy absorption analyses. Journal of athletic training. 2013;48(6):748-56. [DOI:10.4085/1062-6050-48.4.09]

54. Nunley RM, Wright D, Renner JB, Yu B, Garrett Jr WE. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. Research in Sports Medicine. 2003;11(3):173-85. [DOI:10.1080/15438620390231193]

55. Shimokochi Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG. Changing sagittal-plane landing styles to modulate impact and tibiofemoral force magnitude and directions relative to the tibia. Journal of athletic training. 2016;51(9):669-81. [DOI:10.4085/1062-6050-51.10.15] [PMID]

56. Woo SL, Fox RJ, Sakane M, Livesay GA, Rudy TW, Fu FH. Biomechanics of the ACL: measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. The Knee. 1998;5(4):267-88. [DOI:10.1016/S0968-0160(98)00014-3]

57. Donelon TA, Dos' Santos T, Pitchers G, Brown M, Jones PA. Biomechanical determinants of knee joint loads associated with increased anterior cruciate ligament loading during cutting: a systematic review and technical framework. Sports Medicine-Open. 2020;6:1-21. [DOI:10.1186/s40798-020-00276-5] [PMID]

58. Ewing KA, Begg RK, Galea MP, Lee PV. Effects of prophylactic knee bracing on lower limb kinematics, kinetics, and energetics during double-leg drop landing at 2 heights. The American journal of sports medicine. 2016;44(7):1753-61. [DOI:10.1177/0363546516637178] [PMID]