Journal of
Sport Biomechanics

June 2019. Vol 5. Issue 1

Research Paper

Comparing the Knee Joint Kinematic Parameters During Landing at Different Minutes of Soccer Game

*Abdolrasoul Daneshjoo[1], Maryam Mohseni[2]

1. Assistant Professor, Department of Biomechanics and Corrective exercise, East Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Master Degree in Sport Injuries and Corrective Exercise, East Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Daneshjoo A, & Mohseni M. [Comparing the Knee Joint Kinematic Parameters During Landing at Different Minutes of Soccer Game (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2019; 5(1):2-13. https://doi.org/10.32598/biomechanics.5.1.1

https://doi.org/10.32598/biomechanics.5.1.1

CC BY NC

Article Info:
Received: 10 Dec 2018
Accepted: 23 Apr 2019
Available Online: 01 Jun 2019

Key words:
Anterior cruciate ligament, Football, Landing, Dominant leg, Non dominant leg

ABSTRACT

Objective Background The present research aimed to compare landing kinematics parameters at different minutes of a simulated soccer game.

Methods In total, 15 soccer players from the youth team of Sanay Mes of Kerman with records (2 years) in the Premier League of Iran voluntarily participated in this study. Their Mean±SD age and weight were 25.7±2.71 years and 77.30±7.78 kg, respectively. The players followed the Bangsbo's fatigue protocol, i.e. a simulated soccer game. Then, every 15 minutes, the studied players performed two countermovement jumps, and we compared their landing kinematics parameters accordingly. Performances were recorded with 3 cameras, 120 HTZ (Sony A7S). Information extracted from Kinova and repeated-measures analysis of variance was used for data analysis.

Results The obtained results suggested significant differences between the investigated players' knee flexion at landing at minute 0 and minute 60, and other durations ($P<0.05$). Moreover, there were significant differences between dominant leg knee valgus at minutes 0, 60, and 105, and other durations. No differences were detected between the non-dominant leg knee valgus at different minutes of the game.

Conclusion The obtained data revealed that minutes 0, 60, and 105 of a simulated soccer game are dangerous times for Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury in landing task. Moreover, the biomechanics of the dominant leg in the landing tasks demonstrate more changes than the non-dominant leg. Furthermore, ACL injury in the dominant leg is more frequent than the non-dominant one.

Extended Abstract

1. Introduction

One of the mechanisms of lower limb injury is landing. This movement can create a force as large as 2 to 12 times the bodyweight; the skeletal system must moderate such mechanical shock [1]. Repeated increasing impact forces during landing provide the basis for structural damage to the soft tissue around the joint [2].

Numerous factors influence the landing mechanics of football players. Some of the most essential causes of serious knee injuries are gender, age, and fitness level. Besides, some physiological factors, such as fatigue, increased knee valgus angle, and decreased knee flexion during landing, might affect them. The superior leg is stronger than the non-superior one; however, the Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury is greater in this leg, compared to the non-superior leg [2]. Researchers reported that landing with decreased lower limb and knee flexion angles causes more significant anterior tibial shear force; thus, they suggested

* *Corresponding Author:*
Abdolrasoul Daneshjoo, PhD.
Address: Department of Biomechanics and Corrective exercise, East Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 2061034
E-mail: phdanesh@yahoo.com

that athletes flex their trunk and knee joints more frequently during landing [8].

No study was found to examine the kinematic parameters of the lower limb during landing at different minutes of a football play. Therefore, this study aimed to compare the kinematic parameters of lower extremities during landing at different minutes of a soccer game.

2. Participants and Methods

In total, 15 youth players of FC Mes of Kerman Industry with the Mean±SD age of 17.55±1.12 years, the weight of 62.21±7.22 kg, and height of 175.43±7.88 cm volunteered to participate in the current study. The players performed the Benzo Buddies Fatigue Protocol, i.e. similar to soccer. Then, they made two reverse jumps every 15 minutes. After recording the video with three cameras (Sony A7S), we extracted the landing data through the Kinovea software. Using SPSS, we compared the kinematic performance of the study subjects in different minutes of a football game. We also used the repeated measures Analysis of Variance (ANOVA) to compare time intervals (Table 1).

3. Results

Paired comparisons of 0, 15, 30, and 75 minutes with other measurements were statistically significant (P<0.05); however, other comparisons were not significant (P>0.05). Table 2 compares the mean scores of repeated measures ANOVA of the maximum valgus-varus knee angle during landing between the superior legs.

4. Discussion

This study investigated the risk factors of ACL injuries during landing at different minutes of a soccer game. The obtained results suggested that knee flexion before initiating the game was significantly less than that of the other time intervals. After this time, knee flexion has been relatively high during landing. After a half-time break, the knee flexion decreased again in the 60th minute (after the second half started). There was less flexion in the knee joint be-

Table 1. Comparing the repeate d measures ANOVA values of the knee's deepest joint flexion during landing

Source of Changes	Statistics	Sum of Squares	df	Mean of Squares	F	P
Score	Greenhouse-gieser	17087.017	3.734	4575.737	562.19	0.001
	Heine-felt	17087.017	5.262	3247.506	562.19	0.001
	Lower bound	17087.017	1.000	17087.017	562.19	0.001
Error	Greenhouse-gieser	12229.025	52.280	233.915	-	-
	Heine-felt	12229.025	73.662	166.015	-	-
	Lower bound	12229.025	14.000	873.502	-	-

Journal of
Sport Biomechanics

Table 2. Comparing the repeated measures ANOVA values of the maximum valgus-varus knee angle during landing between the superior legs

Source of Changes	Statistics	Sum of Squares	df	Mean of Squares	F	P
Score	Greenhouse-gieser	1573.965	3.244	485.143	0.898	0.456
	Heine-felt	1573.965	4.339	362.777	0.898	0.477
	Lower bound	1573.965	1.000	1573.965	0.898	0.359
Error	Greenhouse-gieser	371.15302	41.160	371.774	-	-
	Heine-felt	371.15302	292.53	287.143	-	-
	Lower bound	371.15302	14.000	026.1093	-	-

Journal of
Sport Biomechanics

fore starting the first and second halves, compared to other times. Therefore, this was due to lower body temperature and muscle minutes before the start of each half of the game. This result is in line with Mohr's research [3].

5. Conclusion

The achieved results revealed that the knee flexion process during the soccer game had an upward course. In other words, the first few minutes of each half had the lowest knee flexion rate during landing; accordingly, the odds of ACL injury incidence was higher during these intervals.

According to the previous hypothesis, the highest valgus angle of the superior leg occurred at 0 and 60 minutes of a football play. This finding indicates a relationship between lower knee flexion and increased valgus angle. Furthermore, the early minutes of each half-time are potentially dangerous for ACL injury. Moreover, fatigue affected the kinematics of the superior leg during landing; i.e. in the 105th minute of play, the superior leg knee has increased knee valgus and enhanced the risk of ACL injury. The non-superior leg of the players appeared to be less likely to have an ACL injury. This might be because of the lack of knee valgus at any time interval and that a knee varus angle has always occurred. This might have resulted from non-superior leg neuromuscular adaptations.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All subjects voluntarily participated in the study and signed the written consent form. IR. IAUETB.96141 Article Code of Ethics

Funding

This article is taken from Ms. Maryam Mohseni's Master of MS. in Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, East Tehran Branch.

Authors' contributions

The whole process of editing the article was the responsibility of the first author, and Ms. Maryam Mohseni was responsible for conducting tests and preparing the raw data.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgements

The authors thank the officials of the Kerman Mess Sports Club and the players participating in the tests.

مقایسه پارامترهای کینماتیکی مفصل زانو حین فرود در دقایق مختلف بازی فوتبال

*عبدالرسول دانشجو[۱]، مریم محسنی[۲]

۱. استادیار گروه بیومکانیک و حرکات اصلاحی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاداسلامی، تهران، ایران.
۲. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاداسلامی، تهران، ایران

اطلاعات مقاله:
تاریخ دریافت: ۱۹ آذر ۱۳۹۷
تاریخ پذیرش: ۰۳ اردیبهشت ۱۳۹۸
تاریخ انتشار: ۱۱ خرداد ۱۳۹۸

کلیدواژه‌ها:
رباط صلیبی قدامی، والگوس زانو، فرود، پای برتر، پای غیر برتر

چکیده

هدف هدف از این تحقیق مقایسه پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی بازیکنان فوتبال حین فرود در دقایق مختلف بازی فوتبال بود.

روش‌ها تعداد ۱۵ نفر از بازیکنان رده سنی جوانان باشگاه صنعت مس کرمان با میانگین سن ۱/۱۲±۱۷/۵۵ سال، جرم ۲/۲۷±۶۲/۲۱ کیلوگرم و قد ۷/۸۸±۱۷۵/۴۳ متر به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. بازیکنان پروتکل خستگی بنگزبو را که شبیه به بازی فوتبال است اجرا کرده و سپس هر ۱۵ دقیقه دو پرش خلاف حرکت انجام داده و پس از ضبط فیلم توسط سه دوربین (Sony A7) اطلاعات فرود از طریق نرم‌افزار کینوا استخراج شده و با استفاده از نرم‌افزار SPSS سعی شد عملکرد کینماتیکی آزمودنی‌ها در دقایق مختلف بازی فوتبال مورد مقایسه قرار گیرد. از روش اندازه‌های مکرر برای مقایسه بازه‌های زمانی استفاده شد.

یافته‌ها نتایج نشان داد میانگین زاویه فلکشن آزمودنی‌ها در دقایق صفر و ۶۰ کمترین میزان بوده است. همچنین دقایق صفر، ۶۰ و ۱۰۵ بازی بیشترین میزان والگوس زانو در پای برتر حین فرود وجود دارد. با وجود این تفاوت معناداری در زاویه والگوس زانوی پای غیر برتر حین فرود مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری نتایج نشان داد که در دقایق صفر، ۶۰ و ۱۰۵ بازی فوتبال احتمال وقوع آسیب ACL بیشتر از سایر دقایق این ورزش است. همچنین نشان داده شد که بیومکانیک پای برتر، هنگام فرود در طی دقایق مختلف بازی فوتبال بیشتر از پای غیر برتر تغییر کرده و زاویه والگوس زانوی بیشتری حین فرود داشته است و به همین دلیل می‌توان گفت که احتمال آسیب ACL در بازی برای پای برتر بیشتر از پای غیر برتر است.

مقدمه

یکی از سازوکارهای آسیب اندام تحتانی فرود[1] است. این حرکت می‌تواند نیرویی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد کند که سیستم اسکلتی[2] می‌بایست این ضربه مکانیکی را تعدیل کند [۱]. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌کند [۲]. عوامل زیادی بر مکانیک فرود بازیکنان فوتبال اثرگذارند که برخی از این عوامل عبارت‌اند از جنسیت، سن، سطح آمادگی بازیکنان و برخی عوامل فیزیولوژیک مانند خستگی. افزایش زاویه والگوس زانو وکاهش فلکشن زانو حین فرود از مهم‌ترین عوامل آسیب‌های جدی زانوست. پای برتر قدرت بیشتری نسبت به پای غیر برتر دارد، اما آسیب رباط صلیبی قدامی در این پا بیشتر از پای غیر برتر است [۲].

بازه‌های زمانی فوتبال می‌تواند عملکرد بازیکنان را در مهارت‌های مختلف دستخوش تغییر کند در همین راستا مهر و همکاران پس از بررسی دمای عضلات بازیکنان طی هر ۱۵ دقیقه از بازی فوتبال اعلام کردند که پس از گذشت ۱۵ دقیقه از بازی دمای بدن بازیکنان افزایش یافته و باعث بهبود عملکرد آنان می‌شود [۳]. ایمانی‌زاده گزارش کرد که پس از ۹۰ دقیقه بازی فوتبال، مکانیک فرود بازیکنان تغییر کرده که می‌تواند منجر به آسیب بازیکنان شود [۴].

آسیب ACL، غالباً در نتیجه اعمال نیروهای شدیدی است که باعث می‌شوند لیگامنت تا حد پارگی، تحت فشار قرار گیرد [۵]. گزارش شده که بیشترین شیوع آسیب‌های زانو، در ورزش‌هایی که در آن‌ها حرکات برشی و پرشی مشاهده می‌شود، وجود دارد [۶].

سربازی، گزارش کرد که تفاوت معناداری بین پارامترهای

1. Landing
2. Skeletal system

* نویسنده مسئول:
دکتر عبدالرسول دانشجو
نشانی: تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران شرق، گروه بیومکانیک و حرکات اصلاحی.
تلفن: ۲۰۶۱۰۳۴ (۹۱۲) ۹۸+
پست الکترونیکی: phdanesh@yahoo.com

کینماتیکی اندام تحتانی حین پرش در لحظات مختلف بازی[3] وجود دارد. دقیقه ۶۰ بازی اوج عملکرد بازیکنان در ارتفاع پرش کانترموومنت بوده است، همچنین در دقیقه ۶۰ بیشترین جابه‌جایی مفصل زانو، بیشترین سرعت اکسنتریک و بیشترین سرعت کانسنتریک مشاهده شده است. همچنین ایمانی‌زاده گزارش کرد که بازیکنان فوتبال در انتهای بازی به میزان قابل ملاحظه‌ای صافتر از ابتدای بازی فرود آمدند که این نوع فرودآمدن باعث افزایش بار بر روی مفاصل به‌ویژه زانو شده و می‌تواند باعث آسیب ACL شود [۷].

محققین گزارش کردند که هنگام فرود با زاویه فلکشن کمتر تنه و زانو، نیروی برشی قدامی تیبیای بیشتری وجود دارد و پیشنهاد کردند که ورزشکاران هنگام فرود مفاصل تنه و زانوی خود را بیشتر خم کنند [۸].

زنان بسکتبالیست به هنگام فرود، والگوس زانوی بیشتری دارند و همچنین زاویه والگوس در پای برتر زنان بیشتر از پای غیر برتر آنان است [۹]. همچنین جنسیت بر کینماتیک، کینتیک و الگوی فعالیت عضله فوتبالیست‌ها حین تغییر جهت ناگهانی اثری بر ایجاد تفاوت کینماتیکی ندارد [۱۰].

برخی پژوهشگران گزارش کردند که پس از خستگی، افزایش زاویه والگوس زانو و کاهش زاویه فلکشن زانو به هنگام فرود رخ می‌دهد. همچنین افراد با محدودیت حرکات در صفحه ساجیتال احتمال آسیب ACL بیشتری داشته و به همین دلیل با افزایش زاویه والگوس زانو، افزایش اداکتور زانو، افزایش فعالیت EMG عضله پهن خارجی و همچنین کاهش انرژی جذب‌شده در زانو و ران روبه‌رو هستند و سختی عضله همسترینگ از پارگی رباط صلیبی قدامی‌حین فرود پیشگیری می‌کند [۱۱].

خستگی شکمی می‌تواند احتمال آسیب ACL را به وسیله تغییر متغیرهای بیومکانیک افزایش دهد [۱۲]. لادیگ و همکاران پس از تحقیقی با عنوان «تفاوت زاویه والگوس بین پای برتر و غیر برتر بازیکنان حرفه‌ای و آماتور فوتبال به هنگام فرود تک‌پا» که روی ۶۶ بازیکن حرفه‌ای و ۴۸ بازیکن آماتور انجام دادند، گزارش کردند که بین کینماتیک پای برتر و غیر برتر به هنگام فرود تک‌پا در بازیکنان فوتبال تفاوت معنادار وجود دارد. همچنین گزارش کردند که در پای غیر برتر پایداری بیشتری به هنگام فرود تک‌پا نسبت به پای برتر وجود دارد [۱۳].

گزارش شده است که اغلب آسیب رباط صلیبی قدامی در زنان فوتبالیست غیربرخوردی بوده و به هنگام پرس دفاعی در مناطق مختلف زمین رخ می‌دهد [۱۴]. همچنین تمرینات قدرتی می‌توانند نیروی رانی درشت نئی را از قسمت خارج به داخل زانو انتقال داده و از والگوس زانو حین فرود جلوگیری کرده و احتمال رخدادن آسیب‌های زانو را کاهش دهند [۱۵]. گزارش شده است که والگوس زانو به هنگام اجرای فرود در فوتبالیست‌های جوان‌تر بیشتر بوده است و همچنین با رسیدن به مراحل بالاتر بلوغ احتمال آسیب زانو کمتر است [۱۶].

جنسیت و پای برتر و غیر برتر بر ظرفیت جذب شوک حین فرود مؤثر هستند. همچنین نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نیروی داخلی عکس‌العمل زمین که از فاکتورهای خطرناک آسیب زانو حین فرود هستند در خانم‌ها بیشتر از آقایان و در پای غیر برتر بیشتر از پای برتر است [۱۷].

با وجود این، تحقیقی یافت نشد که پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی حین فرود را در دقایق مختلف بازی فوتبال بررسی کرده باشد. بنابراین هدف از این تحقیق مقایسه پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی حین فرود در دقایق مختلف بازی فوتبال بود.

روش‌شناسی

تحقیق حاضر به صورت پژوهشی ـ کاربردی بود. پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی یعنی عمیق‌ترین فلکشن زانو حین فرود؛ زاویه والگوس ـ واروس زانوی پای برتر حین فرود و زاویه والگوس ـ واروس زانوی پای غیر برتر حین فرود در دقایق مختلف بازی فوتبال شبیه‌سازی شدند. این پارامترها در دقایق صفر (قبل از شروع)، ۱۵، ۳۰، ۴۵ (بعد از نیمه اول)، ۶۰ (شروع نیمه دوم)، ۷۵، ۹۰ و ۱۰۵ (پایان بازی) مورد بررسی قرار گرفت.

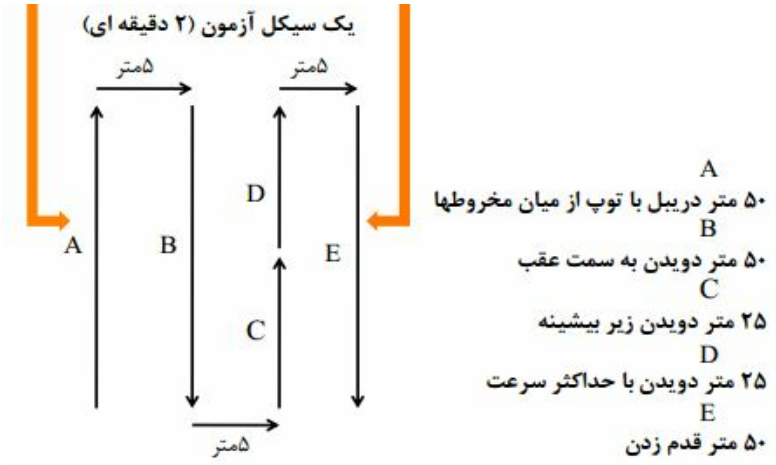
جامعه آماری این تحقیق شامل بازیکنان رده سنی جوانان باشگاه صنعت مس کرمان بود که حداقل در پنج سال، سه فعالیت در سطح مسابقات لیگ استانی و کشوری داشتند. با استفاده از روش نمونه‌گیری تصادفی، ۱۵ نفر به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. با توجه به هماهنگی با کادر فنی و پزشک تیم‌ها آزمون‌دهندگان طی پنج سال قبل از انجام آزمون فعالیت بدنی منظم داشته و حداقل دو سال در لیگ برتر کشور در رده‌های مختلف بازی کرده بودند و هیچ‌گونه مشکل پزشکی در اندام تحتانی، مانند آسیب ACL، جراحی اندام تحتانی، ناتوانی عصبی، آسیب مزمن و حاد اندام تحتانی که نیاز به مراجعه پزشکی یا بستری‌شدن باشد، نداشتند. جهت همسان‌سازی آزمودنی‌ها به لحاظ سطح آمادگی هوازی سه روز قبل از اجرای پروتکل از آزمون شاتل ران به منظور بررسی VO_2max آزمودنی‌ها استفاده شد.

روش اجرا

آزمودنی‌ها از طریق پرسش‌نامه‌های توزیع‌شده مانند پرسش‌نامه ثبت آسیب اندام تحتانی در شش ماه پیش از پژوهش و حصول اطمینان از سلامتی اندام تحتانی، انتخاب شدند. طرح تحقیق برای آزمودنی‌ها تشریح شد و پس از کسب رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در آزمون از آن‌ها دعوت به عمل آمد.

با توجه به نیاز حرکت پرش خلاف حرکت، به هماهنگی

3. Different minutes



مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۱. مراحل اجرای آزمون فوتبال

بالا و همچنین آشنایی افراد با چگونگی اجرای آزمون فوتبال شبیه‌سازی‌شده، از آن‌ها خواسته شد تا روز قبل از آزمون رأس ساعت پنج عصر در محل اجرای آزمون (مجموعه ورزشی باشگاه صنعت مس کرمان، زمین شماره ۲) حضور پیدا کنند. آزمونگر نیز نحوه اجرای پرش خلاف حرکت و همچنین نحوه اجرای سیکل‌های فوتبال شبیه‌سازی‌شده را به آزمودنی‌ها آموزش داد. این پروتکل توسط بنگسبو، نورگارد و دورسو[4] در سال ۱۹۹۱ طراحی شده که از ۲۱ سیکل دودقیقه‌ای در هر نیمه و ۱۵ دقیقه استراحت بین دو نیمه تشکیل شده است که بسیار شبیه به یک بازی فوتبال است (تصویر شماره ۱).

هر سیکل از پروتکل عبارت است از ۵۰ متر دریبل با توپ در مخروط‌هایی که با فاصله پنج متر گذاشته شده‌اند، ۵۰ متر دویدن به سمت عقب، ۲۵ متر دویدن زیر بیشینه، ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت و ۵۰ متر قدم‌زدن. مقدار زمانی که در هر دو دقیقه باقی می‌ماند به عنوان دوره استراحت محاسبه شد. ملاک اصلی فشار این پروتکل، زمان و مسافت طی‌شده در کل پروتکل است. برای اطمینان از حصول خستگی آزمودنی‌ها از مقیاس بورگ استفاده شد. هر ۱۵ دقیقه از آزمودنی خواسته شد که احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعالیت بیان کند. دامنه امتیازات این مقیاس حداقل شش (بسیار راحت) و حداکثر ۲۰ (بسیار سنگین) است که از این مقیاس برای میزان ضربان قلب در تمرینات پویا به صورت (عدد از ۶ تا ۲۰ × ۱۰ = ضربان قلب) استفاده می‌شود.

با توجه به هدف تحقیق، آزمودنی‌ها ۱۵ دقیقه با استفاده از نرم دویدن و حرکات کششی پویا، دور و نزدیک‌کردن ران، اسکوات و حرکات لانج، چابکی، کاهش شتاب، تغییر مسیر هنگام دویدن بدنشان را گرم کردند. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد در دقایق صفر (قبل از بازی)، دقیقه ۱۵، دقیقه ۳۰، ۴۵ دقیقه (پایان نیمه اول)، دقیقه ۶۰ (قبل از نیمه دوم)، دقیقه ۷۵، دقیقه

4. Bangsbo, Nogard, Dorso

مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۲. شروع پرش و بررسی میزان زاویه مفصل زانو در صفحه ساجیتال

مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۳. بیشترین زاویه فلکشن مفصل زانو حین فرود

تصویر ۴. زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو قبل از شروع پرش

۹۰ و دقیقه ۱۰۵ (انتهای بازی) فوتبال شبیه‌سازی‌شده دو پرش خلاف حرکت را انجام داده و سپس بیشترین ارتفاع به‌دست‌آمده در هر پرش را از طریق جابه‌جایی مرکز ثقل (جابه‌جایی خار قدامی فوقانی خاصره) محاسبه کرده و سپس داده‌های مربوط به فرود حاصل از بهترین پرش مانند عیمق‌ترین فلکشن مفصل زانو، بیشترین جابه‌جایی زانو در صفحه فرونتال توسط دوربین‌ها ضبط شدند که سپس با استفاده از نرم‌افزار کینوا اطلاعات مورد نیاز آنالیز واستخراج شد.

در مجموع شش نشانگر بر روی نقاط آناتومیکی هر فرد گذاشته شد. برای ثبت زاویه فلکشن مفصل زانو در صفحه ساجیتال به هنگام فرود سه عدد نشانگر در نقاط آناتومیکی همچون قوزک خارجی، اپی کندیل خارجی استخوان ران، برجستگی بزرگ ران دو پا و برای ثبت زاویه والگوس ـ واروس در مجموع سه نشانگر بر روی نقاط آناتومیک شامل وسط استخوان ران، برجستگی استخوان درشت نی و بخش بالایی خط مچ (دیستال استخوان درشت نی) قرار داده شد. زاویه‌های مفصل زانو در فاز فرود توسط سه دوربین دیجیتال (sony A7) با سرعت ۱۲۰ فریم در ثانیه ثبت شد، یک دوربین در نمای جانبی در فاصله سه‌متری تا مرکز محل انجام آزمون برای ضبط فلکشن زانو که در صفحه ساجیتال رخ می‌دهد قرار داده شد و دو دوربین دیگر (sony A7) در نمای قدامی در فاصله سه‌متری برای ثبت زوایای مفصل زانو در صفحه فرونتال حین فرود (یک دوربین روبه‌روی پای برتر و یک دوربین روبه‌روی پای غیر برتر) قرار داده شد.

بری بالارفتن سرعت فیلم‌برداری و ایجاد فریم‌های بیشتر از گزینه high – speed camera استفاده شد. به منظور تعریف اندازه‌ها در نرم‌افزار، از ابتدا تا انتهای شبرنگ، یک خط کشیده و سپس با استفاده از گزینه calibrate measure اندازه برای نرم‌افزار تعریف شد. این کار به این منظور انجام شد تا بتوان ارتفاع مرکز ثقل را به دست آورد و بهترین ارتفاع پرش در هر

تصویر ۵. زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود

بازه زمانی را مشخص کرد. به منظور بررسی عمیق‌ترین فلکشن مفصل زانو حین فرود، ابتدا اولین فریم از شروع حرکت انتخاب و سپس زاویه‌ای با استفاده از سه نقطه (برجستگی بزرگ ران، اپی کندیل خارجی ران و قوزک خارجی) رسم شد. سپس آخرین فریم به هنگام فرود انتخاب و مجدداً یک زاویه مطابق شکل رسم شد. در آخر زاویه مفصل به هنگام ایستادن (فریم اول فاز پرش) از زاویه مفصل به هنگام فرود (آخرین فریم از فاز فرود) کم شد تا عمیق‌ترین زاویه مفصل زانو به دست آید.

عمیق‌ترین فلکشن = زاویه زانو (ایستادن) ـ بیشترین زاویه خم‌شدن زانو

جهت بررسی زاویه والگوس ـ واروس ابتدا اولین فریم از حرکت در صفحه فرونتال را انتخاب وسپس زاویه والگوس ـ واروس با استفاده از سه نقطه (میانه استخوان ران، برجستگی بزرگ درشت نی، بالای خط مچ) رسم شد. لحظه وقوع عمیق‌ترین فلکشن آخرین فریم فاز فرود در نظر گرفته شد و سپس زاویه والگوس ـ واروس ترسیم شد. به منظور تعیین میزان جابه‌جایی زوایه مفصل زانو در صفحه فرونتال، زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال در پایین‌ترین نقطه از دامنه حرکتی حین فرود کم شد تا جابه‌جایی مفصل زانو در صفحه فرونتال محاسبه شود. در تصاویر شماره ۱ تا ۵ مراحل و شیوه اجرای پژوهش نشان داده شده‌اند.

روش آماری

تجزیه و تحلیل یافته‌ها با استفاده از نسخه ۲۳ نرم‌افزار SPSS و نسخه ۱۷ نرم‌افزار Minitab انجام شد. روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر به کار گرفته شد و به منظور مقایسات زوجی بین بازه‌های زمانی از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد.

نتایج

توصیف ویژگی‌های بالینی و جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ گزارش شده است. جذر مقایسات زوجی دقیقه صفر، دقیقه ۱۵، دقیقه ۳۰ و دقیقه ۷۵ با سایر اندازه‌گیری‌ها اختلاف معنادار شده است (P<۰/۰۵-مقدار) و سایر مقایسات معنادار نیست (P>۰/۰۵-مقدار). نتایج آزمون‌های مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر عمیق‌ترین فلکشن مفصل زانو حین فرود؛ مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر بیشترین زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای برتر و مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای غیر برتر در جدول‌های شماره ۲ تا ۴ آورده شده‌اند.

بحث

در این تحقیق سعی شد عوامل خطرزای آسیب ACL به هنگام فرود در دقایق مختلف بازی فوتبال بررسی شوند که این عوامل عبارت‌اند از: ۱. زاویه فلکشن مفصل زانو حین فرود؛ ۲. زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانوی پای برتر حین فرود؛ ۳. زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانوی پای غیر برتر حین فرود. مقایسه عمیق‌ترین فلکشن مفصل زانو حین فرود در دقایق صفر (قبل از بازی)، دقیقه ۱۵، دقیقه ۳۰، ۴۵ (پایان نیمه اول)، دقیقه ۶۰ (قبل از نیمه دوم)، دقیقه ۷۵، دقیقه ۹۰ و ۱۰۵ (انتهای بازی فوتبال شبیه‌سازی‌شده) نشان داد که قبل از شروع بازی فلکشن مفصل زانو به میزان معناداری نسبت به سایر بازه‌های زمانی کمتر رخ داده است که پس از این بازه زمانی نسبتاً فلکشن مفصل زانو حین فرود رو به افزایش بوده که پس از استراحت غیرفعال بین دو نیمه، باز هم در دقیقه ۶۰ بازی (قبل از شروع نیمه دوم) فلکشن مفصل زانو حین فرود کاهش یافته است. با توجه به اینکه قبل از شروع نیمه اول و قبل از شروع نیمه دوم فلکشن کمتری در مفصل زانو رخ داده است می‌توان گفت دلیل این امر، دمای پایین بدن و عضلات در دقایق قبل از شروع بازی و قبل از شروع نیمه دوم است که این نتیجه با تحقیق مُهر همسو است [۳].

فلکشن مفصل زانو از مهم‌ترین مکانیسم‌های منجر به آسیب محسوب می‌شود در همین راستا پلارد گزارش کرد که افرادی که با محدودیت حرکت در صفحه ساجیتال هستند احتمال آسیب بیشتری دارند همچنین اظهار کرد که افرادی که فلکشن کمتری دارند زاویه والگوس بیشتری دارند و با افزایش اداکتور زانو، کاهش

جدول ۱. توصیف ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

شاخص	میانگین±انحراف معیار
سن (سال)	۱۷/۵۵±۱/۱۲
قد (سانتی‌متر)	۱۷۵/۴۳±۷/۸۸
جرم (کیلوگرم)	۶۲/۲۱±۷/۲۲
سابقه بازی در لیگ برتر رده‌های سنی کشور (سال)	۲/۳۳±۱/۲۰
حداکثر اکسیژن مصرفی (میلی‌لیتر بر دقیقه)	۵۱/۵۱±۷/۵۶
قدرت ایزومتریک عضلات بازکننده اندام تحتانی (کیلوگرم)	۱۱۵/۱۱±۹/۱۲
قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران پای برتر (کیلوگرم)	۶۹/۲۵±۱۰/۶۷
قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران پای غیر برتر (کیلوگرم)	۶۵/۱۲±۱۴/۰۹

مجله بیومکانیک ورزشی

جدول ۲. آزمون مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر عمیق‌ترین فلکشن مفصل زانو حین فرود

منبع تغییرات	آماره	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	مقدار-P
نمره	گرین‌هاوس ـ گیسر	۱۷۰۸۷/۰۱۷	۳/۷۳۴	۴۵۷۵/۷۳۷	۵۶۲/۱۹	۰/۰۰۱
	هاینه ـ فلت	۱۷۰۸۷/۰۱۷	۵/۲۶۲	۳۲۴۷/۵۰۶	۵۶۲/۱۹	۰/۰۰۱
	کران پایین	۱۷۰۸۷/۰۱۷	۱/۰۰۰	۱۷۰۸۷/۰۱۷	۵۶۲/۱۹	۰/۰۰۱
خطا	گرین‌هاوس ـ گیسر	۱۲۲۲۹/۰۲۵	۵۲/۲۸۰	۲۳۳/۹۱۵	–	–
	هاینه ـ فلت	۱۲۲۲۹/۰۲۵	۷۳/۶۶۲	۱۶۶/۰۱۵	–	–
	کران پایین	۱۲۲۲۹/۰۲۵	۱۴/۰۰۰	۸۷۳/۵۰۲	–	–

مجله بیومکانیک ورزشی

جدول ۳. آزمون مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر بیشترین زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای برتر

منبع تغییرات	آماره	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	مقدار-P
نمره	گرین‌هاوس ـ گیسر	۱۵۷۳/۹۶۵	۳/۲۴۴	۴۸۵/۱۴۳	۰/۸۹۸	۰/۴۵۶
	هاینه ـ فلت	۱۵۷۳/۹۶۵	۴/۳۳۹	۳۶۲/۷۷۷	۰/۸۹۸	۰/۴۷۷
	کران پایین	۱۵۷۳/۹۶۵	۱/۰۰۰	۱۵۷۳/۹۶۵	۰/۸۹۸	۰/۳۵۹
خطا	گرین‌هاوس ـ گیسر	۱۵۳۰۲/۳۷۱	۴۱/۱۶۰	۳۷۱/۷۷۴	–	–
	هاینه ـ فلت	۱۵۳۰۲/۳۷۱	۵۳/۲۹۲	۲۸۷/۱۴۳	–	–
	کران پایین	۱۵۳۰۲/۳۷۱	۱۴/۰۰۰	۱۰۹۳/۰۲۶	–	–

مجله بیومکانیک ورزشی

جدول ۴. آزمون مقایسه میانگین‌های اندازه‌های مکرر متغیر زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای غیر برتر

منبع تغییرات	آماره	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	مقدار-P
نمره	گرین‌هاوس ـ گیسر	۱۵۷۳/۹۶۵	۳/۲۴۴	۴۸۵/۱۴۳	۰/۸۹۸	۰/۴۵۶
	هاینه ـ فلت	۱۵۷۳/۹۶۵	۴/۳۳۹	۳۶۲/۷۷۷	۰/۸۹۸	۰/۴۷۷
	کران پایین	۱۵۷۳/۹۶۵	۱/۰۰۰	۱۵۷۳/۹۶۵	۰/۸۹۸	۰/۳۵۹
خطا	گرین‌هاوس ـ گیسر	۲۴۵۳۴/۲۶۵	۴۵/۴۲۱	۵۴۰/۱۵۶	–	–
	هاینه ـ فلت	۲۴۵۳۴/۲۶۵	۶۰/۷۴۱	۴۰۳/۹۱۵	–	–
	کران پایین	۲۴۵۳۴/۲۶۵	۱۴/۰۰۰	۱۷۵۲/۴۴۷	–	–

مجله بیومکانیک ورزشی

انرژی جذب شده در زانو و ران و افزایش الکترومایوگرافی عضله پهن خارجی روبه‌رو هستند [۱۸].

هتلر اعلام کرد که بیشترین خطر آسیب ACL به هنگام فرود و حرکات برشی بوده که حین انجام آن زانو زاویه کمتر از ۳۰ درجه داشته است. درواقع می‌توان اظهار کرد اگرچه میانگین فلکشن مفصل زانو در هیچ‌یک از بازه‌های زمانی کمتر از ۳۰ درجه نشده است، اما بازه زمانی قبل از شروع بازی کمترین میزان فلکشن مفصل زانو در بین بازه‌های زمانی بازی فوتبال داشته که از این حیث می‌توان گفت که در بازه زمانی قبل از شروع بازی احتمال وقوع آسیب ACL بیشتر از سایر بازه‌های زمانی بازی فوتبال است [۱۹].

نتایج تحقیق حاضر با تحقیق مورفی و دیکین در تضاد است آن‌ها در تحقیق جداگانه خود اظهار کردند که خستگی می‌تواند احتمال آسیب ACL حین فرود را از طریق تغییر متغیرهای کینماتیکی افزایش دهد و این در حالی است که در تحقیق حاضر با گذشت زمان از بازی فوتبال و به وجود آمدن خستگی، عملکرد بازیکنان حین فرود در متغیر فلکشن زانو بهبود یافته است [۱۲، ۲۰].

اگرچه تحقیقات دیگری هستند که نشان می‌دهند پایان بازی بیشتر از قبل از شروع بازی احتمال آسیب زانو وجود دارد؛ برای مثال در تحقیقی که با تحقیق حاضر در تضاد است. ایمانی‌زاده گزارش کرد که پس از یک جلسه پروتکل، خستگی عملکردی زاویه زانو به طور معناداری نسبت به ابتدای بازی کاهش پیدا کرده است که دلیل این تفاوت در نتایج بین تحقیق حاضر و تحقیق ایمانی‌زاده را می‌توان در سطح آمادگی بازیکنان دانست؛ زیرا در تحقیق حاضر بازیکنان نیمه‌حرفه‌ای که در لیگ برتر جوانان کشور بازی می‌کنند شرکت داشته و احتمالاً با تمرینات مدرن توانسته‌اند با مهارت‌های بازی فوتبال سازگاری بیشتری پیدا کنند [۴].

لادیگ و همکاران گزارش کردند که نیازهای عصبی‌عضلانی پای ضربه‌زننده و پای تکیه‌گاه کاملاً با هم متفاوت است؛ بنابراین اینکه فعالیت عضلانی دو پا با هم متفاوت است، می‌تواند تفاوت‌هایی در پایداری مفصل حین فرود بگذارد [۱۳].

در دقایق ابتدایی نیمه اول و دوم عملکرد بازیکنان حین فرود در صفحه فرونتال دچار اختلالاتی شده است که می‌توان احتمالاً آن را ناشی از دمای بدن دانست. مُهر گزارش کرد عملکرد بازیکنان در ابتدای شروع فعالیت به دلیل پایین‌بودن دمای بدن

و عضلات کمتر از سایر زمان‌های بازی بوده است که با گذشت زمان این عملکرد به دلیل افزایش دمای بدن افزایش می‌یابد [۳].

لی گزارش کرد عملکرد پای برتر در صفحه فرونتال حین فرود در دقیقه ۱۰۵ بازی نیز دچار اختلال شده و با افزایش والگوس زانو که از مکانیسم‌های اصلی آسیب ACL است، همراه بوده است که می‌توان احتمالاً آن را ناشی از خستگی دانست. خستگی عضلانی ظرفیت جذب شوک را تغییر می‌دهد که این امر می‌تواند فشار بیشتری به ساختارهای غیر فعال بدن بیاورد [۲۱].

تحقیقاتی در زمینه خستگی و مکانیسم فرود انجام شده است که در تحقیقاتی همسو مورفی و دیکین به صورت جداگانه اعلام کردند که خستگی تأثیر منفی بر روی کینماتیک فرود گذاشته و از این طریق احتمال آسیب را افزایش می‌دهد [۱۲، ۲۰].

در تحقیقی دیگر با عنوان «تأثیر خستگی عملکردی ویژه فوتبال بر کینماتیک اندام تحتانی در هنگام فرود» ایمانی‌زاده اعلام کرد که خستگی بر روی کینماتیک اندام تحتانی حین فرود اثر گذاشته و باعث افزایش واروس زانو در صفحه فرونتال شده است [۴].

بروفی و همکاران با تحقیقی با عنوان «خستگی ابداکتورهای ران و مکانیک فرود تک‌پای ورزشکاران زن» اعلام کردند که خستگی تأثیری بر روی مکانیسم‌های ACL نگذاشته است که البته دلیل آن را احتمال وجود ابداکشن زانو حین فرود دانستند [۲۲].

با توجه به فرضیات پژوهش حاضرمبنی بر وجود بیشترین زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای برتر و غیر برتر می‌توان نتیجه گرفت که زاویه والگوس زانو که از مکانیسم‌های آسیب ACL است در پای برتر بیشتر از پای غیر برتر است که این نتیجه با نتایج تحقیقات بروفی همسو ست. بروفی در تحقیقات خود اظهار کرد که آسیب‌های ACL در پای برتر مران فوتبالیست بیشتر از پای غیر برترشان است [۲۲].

همچنین در تحقیقی همسو با تحقیق حاضر لادیگ و همکاران با تحقیقی با عنوان «تفاوت زاویه والگوس بین پای برتر و غیر برتر بازیکنان حرفه‌ای و آماتور فوتبال به هنگام فرود تک‌پا» اظهار کردند که در کینماتیک پای برتر و غیر برتر بازیکنان فوتبال تفاوت‌هایی وجود دارد [۱۳].

مقایسه زاویه والگوس ـ واروس مفصل زانو حین فرود بین پای غیر برتر در در دقایق صفر (قبل از بازی)، دقیقه ۱۵، دقیقه ۳۰، دقیقه ۴۵ (پایان نیمه اول)، دقیقه ۶۰ (قبل از نیمه دوم)، دقیقه ۷۵، دقیقه ۹۰ و دقیقه ۱۰۵ (انتهای بازی فوتبال شبیه‌سازی‌شده) نشان داد که در هیچ‌یک از بازه‌های زمانی بازی فوتبال، حرکت والگوس زانو که از مکانیسم‌های آسیب ACL است در پای غیر برتر مشاهده نشده است. اگرچه افراد به هنگام اجرای مهارت‌ها از پای تخصصی استفاده می‌کنند اما بیش از ۵۰ درصد از افراد برای انجام مهارت‌های پایداری از پای غیرتخصصی استفاده می‌کنند. به همین منظور پای غیرتخصصی به عنوان پای تکیه‌گاه در بسیاری از مهارت‌های فوتبال از جمله شوت‌زدن، پاس‌دادن و دریبل‌زدن استفاده می‌شود که احتمالاً این امر باعث شده که بیشتر از پای برتر پایدار باشد و نسبت به آن کمتر آسیب ببینند. این به این معناست که همانند منابع پیشین، پای غیر برتر احتمال آسیب ACL کمتری نسبت به پای برتر دارد، که این موضوع بانتایج تحقیق بروفی که اظهار کرد آسیب‌های ACL در پای برتر مردان فوتبالیست بیشتر از پای غیر برترشان است، همسوست [۲۳].

در تحقیق حاضر مشاهده شد که میانگین زاویه واروس ـ والگوس زانوی پای غیر برتر در تمام دقایق بازی فوتبال حین فرود منفی شده است و در هیچ بازه زمانی‌ای، والگوس زانو رخ نداده است که این موضوع با نتایج تحقیق لادیگ و زاراندیک همسوست [۱۳، ۲۳].

زاراندیک و همکاران با تحقیقی با عنوان «الگوی فرود پس از دفاع والیبال، مکانیسم آسیب ACL» پیشنهاد کردند که بازیکنان به منظور کاهش احتمال آسیب ACL در طول فاز فرود، زاویه زانوی خود را در صفحه فرونتال کاهش دهند و از حالت والگوس به حالت واروس تغییر وضعیت دهند [۲۳، ۲۴].

تمرینات متفاوتی می‌توانند منجر به کاهش والگوس زانو حین فرود شوند که تمرینات پلایومتریک (براون و همکاران) و تمرینات پایداری عضلات مرکزی از مهم‌ترین آن‌ها هستند [۲۵، ۲۶].

لادیگ وهمکاران پس از تحقیقی که بر روی ۶۶ بازیکن حرفه‌ای و ۴۸ بازیکن آماتور انجام دادند گزارش کردند که بین کینماتیک پای برتر و غیر برتر به هنگام فرود تک‌پا در بازیکنان فوتبال تفاوت معنادار وجود دارد. همچنین گزارش کردند که در پای غیر برتر پایداری بیشتری به هنگام فرود تک‌پا نسبت به پای برتر وجود دارد [۱۳]. در تحقیقی دیگر که با نتایج تحقیق حاضر در تضاد است. آیزاوا و همکاران گزارش کردند که جنسیت و پای برتر و غیر برتر بر ظرفیت جذب شوک حین فرود مؤثر هستند. همچنین نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نیروی داخلی عکس‌العمل زمین که از فاکتورهای خطرناک آسیب زانو حین فرود هستند، در خانم‌ها بیشتر از آقایان و در پای غیر برتر بیشتر از پای برتر است. احتمالاً دلیل این تضاد را می‌توان تفاوت در نوع فرود تک‌پا و دوپا در دو تحقیق دانست [۱۷].

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج کلی بررسی‌ها نشان داد که روند فلکشن زانو در حین بازی فوتبال یک مسیر صعودی را طی می‌کند که به این معناست دقایق ابتدایی هر نیمه کمترین میزان فلکشن زانو حین فرود رخ می‌دهد که در همین بازه‌های زمانی احتمال آسیب ACL بیشتر

است. همانند فرضیه قبل بیشترین زاویه والگوس پای برتر در دقایق صفر و ۶۰ بازی فوتبال رخ داده است که نشان می‌دهد بین فلکشن کمتر زانو و افزایش زاویه والگوس ارتباطی وجود دارد و احتمالاً دقایق ابتدایی هر نیمه، بازه زمانی خطرناک برای رخدادن آسیب ACL است؛ اما از طرفی خستگی توانسته است بر روی کینماتیک پای برتر حین فرود اثر بگذارد و در دقیقه ۱۰۵ بازی زانوی پای برتر را با افزایش والگوس زانو و افزایش خطر آسیب ACL روبه‌رو کند. به نظر می‌رسد پای غیر برتر بازیکنان فوتبال احتمال آسیب ACL کمتری داشته باشد؛ زیرا در هیچ‌یک از بازه‌های زمانی دچار والگوس زانو نشده و همواره زاویه واروس زانو رخ داده است و این موضوع می‌تواند احتمالاً نتیجه سازگاری‌های عصبی‌عضلانی پای غیر برتر باشد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی آزمودنی‌ها داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند و فرم رضایت‌نامه را امضا کردند. کد اخلاق این مقاله IR.IAUETB.۹۶۱۴۱ است.

حامی مالی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد خانم مریم محسنی در دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شرق، گروه تربیت بدنی و علونم ورزشی است.

مشارکت نویسندگان

تمامی مراحل تنظیم مقاله به عهده نویسنده اول بوده است و خانم مریم محسنی مسئولیت انجام آزمون‌ها و تهیه دیتاهای خام اولیه را به عهده داشته‌اند.

تعارض منافع

بنا به اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان از مسئولین باشگاه فرهنگی‌ورزشی مس کرمان و بازیکنان شرکت‌کننده در آزمون‌ها تشکر و قدردانی می‌کنند.

References

[1] McLean SG, Huang X, Su A, Van Den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. Clinical Biomechanics. 2004; 19(8):838-28. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006] [PMID]

[2] Wu HW, Liang KH, Lin YH, Chen YH, Hsu HC. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. Paper presented at: IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference. 3-5 April 2009; Boston, MA, USA. [DOI:10.1109/NEBC.2009.4967733]

[3] Mohr M, Krustrup P, Bangsbo J. Fatigue in soccer: A brief review. Journal of Sports Sciences. 23(6):593-9. [DOI:10.1080/02640410400021286] [PMID]

[4] Imanizadeh S. [The effect of lasting on kinematics of lower extremities during landing (Persian)] [MSc. thesis]. Kerman: Shahid Bahonar University of Kerman; 2013. https://ganj-old.irandoc.ac.ir/articles/670184

[5] Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. The American Journal of Sports Medicine. 2005; 33(7):1022-9. [DOI:10.1177/0363546504273047] [PMID]

[6] Girard O, Nybo L, Mohr M, Racinais S. Plantar flexor neuromuscular adjustments following match-play football in hot and cool conditions. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2015; 25(Suppl 1):154-63. [DOI:10.1111/sms.12371] [PMID]

[7] Sarbazi MA. [Comparison of the kinematic parameters of the lower extremity during the jump of the countermoniton at different moments of the simulated soccer game (Persian)] [MSc. thesis]. Tehran: East Tehran Branch, Islamic Azad University; 2017.

[8] Rajabi R, Mohammadpour Sh. [The relationship of kinematics of trunk and knee in sagittal plane with anterior tibia shear force during single leg landing (Persian)]. Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences. 2014; 19(2):47-56. [DOI:10.22102/19.2.47]

[9] Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2003; 35(10):1745-50. [DOI:10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9] [PMID]

[10] Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. Clinical Biomechanics. 2006; 21(1):41-8. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001] [PMID]

[11] Rössler R, Junge A, Chomiak J, Dvorak J, Faude O. Soccer injuries in players aged 7 to 12 years: A descriptive epidemiological study over 2 seasons. The American Journal of Sports Medicine. 2016; 44(2):309-17. [DOI:10.1177/0363546515614816] [PMID]

[12] Murphy E. Abdominal fatigue and lower extremity kinematics during a drop landing in females. Bellingham, WA: Western Washington University; 2015. https://cedar.wwu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1404&context=wwuet

[13] Ludwig O, Simon S, Piret J, Becker S, Marschall F. Differences in the dominant and non-dominant knee valgus angle in junior elite and amateur soccer players after unilateral landing. Sports. 2017; 5(1):pii:E14. [DOI:10.3390/sports5010014] [PMID] [PMCID]

[14] Kaneko S, Sasaki Sh, Hirose N, Nagano Y, Fukano M, Fukubayashi T. Mechanism of anterior cruciate ligament injury in female soccer players. Asian Journal of Sports Medicine. 2017; 8(1):e38205. [DOI:10.5812/asjsm.38205]

[15] Czasche MB, Goodwin JE, Bull AM, Cleather DJ. Effects of an 8-week strength training intervention on tibiofemoral joint loading during landing: A cohort study. BMJ Open Sport & Exercise Medicine. 2018; 4(1):e000273. [DOI:10.1136/bmjsem-2017-000273] [PMID] [PMCID]

[16] Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS. Landing kinematics in elite male youth soccer players of different chronologic ages and stages of maturation. Journal of Athletic Training. 2018; 53(4):372-8. [DOI:10.4085/1062-6050-493-16] [PMID] [PMCID]

[17] Aizawa J, Hirohata K, Ohji S, Ohmi T, Yagishita K. Limb-dominance and gender differences in the ground reaction force during single-leg lateral jump-landings. Journal of Physical Therapy Science. 2018; 30(3):387-92. [DOI:10.1589/jpts.30.387] [PMID] [PMCID]

[18] 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] [PMCID]

[19] Hettler J, Myklebust G. Avoiding the failed ACL: How to prevent ACL tears before they occur. In: Marx R, editor. Revision ACL Reconstruction. New York, NY: Springer; 2014. [DOI:10.1007/978-1-4614-0766-9_2]

[20] Dickin DC, Johann E, Wang H, Popp JK. Combined effects of drop height and fatigue on landing mechanics in active females. Journal of Applied Biomechanics. 2015; 31(4):237-43. [DOI:10.1123/jab.2014-0190] [PMID]

[21] Frankel VH, Nordin M. Biomechanics of bone. In: Nordin M, Frankel VH, editors. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.

[22] Brophy R, Silvers HJ, Gonzales T, Mandelbaum BR. Gender influences: The role of leg dominance in ACL injury among soccer players. British Journal of Sports Medicine. 2010; 44(10):694-7. [DOI:10.1136/bjsm.2008.051243] [PMID]

[23] Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Comparative adaptations of lower limb biomechanics during unilateral and bilateral landings after different neuromuscular-based ACL injury prevention protocols. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2014; 28(10):2859-71. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000472] [PMID]

[24] Zahradnik D, Jandacka D, Farana R, Uchytil J, Hamill J. Landing patterns after block in volleyball: Aplication for ACL injury. Paper presented at: 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, June 29-July 3, 2015; Poitiers, France.

[25] Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. The American Journal of Sports Medicine. 2006; 34(3):445-55. [DOI:10.1177/0363546505281241] [PMID]

[26] Pfile KR, Hart JM, Herman DC, Hertel J, Kerrigan DC, Ingersoll CD. Different exercise training interventions and drop-landing biomechanics in high school female athletes. Journal of Athletic Training. 2013; 48(4):450-62. [DOI:10.4085/1062-6050-48.4.06] [PMID] [PMCID]