Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

July and August 2021 Vol 10. Num 3

Research Paper

Effect of Lower Extremity Fatigue on Knee Joint Kinematics During Landing Maneuvers in Adult Soccer Players

Zahra Khazaee[1], *Mehdi Gheitasi[2], Amir Hosein Barati[2]

1. Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Health and Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
2. Department of Health & Rehabilitation in Sport, Faculty of Health and Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Khazaee Z, Gheitasi M, Barati AH. [Effect of Lower Extremity Fatigue on Knee Joint Kinematics During Landing Maneuvers in Adult Soccer Players (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(3):562-573. https://doi.org/10.32598/sjrm.10.3.15

https://doi.org/10.32598/sjrm.10.3.15

CC BY NC

Received: 21 Jan 2020
Accepted: 18 Aug 2020
Available Online: 23 Jul 2021

Keywords:
Kinematics, Fatigue, Landing, Soccer player

ABSTRACT

Background and Aims Since fatigue in different regions of the lower extremities can effectively alter the movement pattern of this part of the body and cause joint-related kinematic changes that increase the risk of injury and mental fatigue, which may be a factor in reducing productivity and injury. Therefore, the study of kinematic changes during fatigue can have helpful results. This study aimed to investigate the effect of lower extremity fatigue on knee joint kinematics during landing in adult soccer players.

Methods Ten adult male soccer players (Mean±SD = age: 20.7±1.05 years; Height: 178.9±4.17 cm; Weight: 71.55±8.04 kg) participated in this study. Subjects performed a pre-test, which included jumping and landing on a 40-cm box, and recording cameras of the valgus motion analyzer, flexion, and knee rotation. The Kingtools section of the plugin software attached to the Cortex software was used for segmentation and kinematic information. The lower extremity fatigue protocol consisted of 10 repetitions of single-leg squats up to 90 degrees of knee flexion, 20 vertical jumps with a single leg, and 1 repetition of step –going up and down a 31cm step. The Borg scale was used to measure fatigue. Before and after the fatigue protocol, a single-leg hop was used to determine the level of fatigue. After the fatigue protocol, a post-test was performed. Data were analyzed using the Shapiro-Wilk test for normality of the data, and paired t-test was used to compare mean in pre-test and post-test independent variables.

Results The paired t-test results for comparison of kinematic data showed that contact flexion had a significant difference from pre-test to post-test and other kinematic variables had no significant changes from pre-test to post-test. Statistical significance was considered at P≤0.05.

Conclusion According to the findings of this study, it can be concluded that lower extremity fatigue in the present study partly caused kinematic changes in predicting ACL injury. Kinematic changes have included a decrease in Contact flexion, which is one of the predictors of ACL injury during landing.

* ***Corresponding Author:***
Mehdi Gheitasi, PhD.
Address: Department of Health & Rehabilitation in Sport, Faculty of Health and Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 3547613
E-Mail: m_gheitasi@sbu.ac.ir

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

1. Introduction

One of the most common injuries in sports is Anterior Cruciate Ligament (ACL) rupture. Research shows that non-contact mechanisms cause about 70% of ACL injuries. Also, the video images show that the probability of ACL rupture of athletes during landing and cutting movements is higher than forwarding movements and, of course, other movement maneuvers. Recognizing risk factors is the first step in controlling and preventing sports injuries. Fatigue refers to a temporary decrease in the ability to produce strength or power during sports activities.

Fatigue is one of the factors that can lead to ACL injury. Fatigue is thought to reduce muscle strength, and consequently, negative changes in the kinematics and kinetics of the hip, knee, and ankle joints, and may increase the pressure on the ACL during dangerous movements such as cutting or landing lead to injury Increase. Fatigue is one of the factors that can play an essential role in the performance of footballers during their activity to perform their best performance and effort and even cause serious injury to the athlete. According to research conducted in the final minutes of a football match, especially in the last 15 minutes of each half, injury prevalence is very high, and many researchers believe that most ACL injuries can be prevented by changing the biomechanics of movement in the athlete.

Reducing the flexion angle of the knee joint along with increasing quadriceps muscle activity simultaneously puts more shear force into the ACL, which increases the likelihood of rupture. This study aimed to evaluate the effect of lower extremity fatigue on knee joint kinematics during landing in adult footballers.

2. Methods

The method of the present study, considering the application of the intervention variable, is to select the subjects purposefully based on the criteria of entry and exit of the pre-experimental type. The statistical population of the present study was adult male football players working in clubs in Tehran province in the age range of 19 to 23 years. The samples of this study were purposefully selected from 10 members of the mentioned community and were included in the study based on the inclusion criteria. After being selected, the participants went to the laboratory of Shahid Beheshti University and entered the experimental stages after registering their details. Before performing the test, each subject performed a warm-up for 5 minutes.

To perform the landing test, the subject stood on a box 40 cm high and landed on the ground with a pair of feet at the examiner's command. Each test records the correct landing task three times. Kinematic data collection of the present study was performed using a 3D motion analyzer (7 cameras) motion analysis made in the United States. Data were collected at a sampling rate of 240.

Helen Hayes marking method was used to select landmarks for pasting infrared markers. Marking was performed before the test, and after the pre-test, the subjects performed the lower extremity fatigue protocol. The measured kinematic variables included valgus, flexion, and knee rotation at initial contact and peak flexion. The lower extremity fatigue protocol consisted of 10 repetitions of one-legged squat up to 90 degrees of knee flexion, 2 vertical jumps with a maximum of one leg, and 20 repetitions of step up and down a 31-centimeter step. This set of exercises was a set of protocols. The subject was asked to express fatigue level between each set using a scale of 0 to 10 Borg. When a person announced the number 10 after a few sets, he was given a Single Leg fore distance test to ensure fatigue.

Before and after the fatigue protocol, the subjects performed a single-leg for distance test to determine the amount of distance, which was a criterion for measuring fatigue. In this study, the Kintools section of the plugin software, attached to the Cortex software, was used for segmentation and kinematic information. After collecting data, the Shapiro-Wilk test (for statistical samples less than 50 people have a higher statistical power) to examine the natural distribution of data, paired t-test was used to compare the mean in pre-test and post-test independent variables. A statistically significant difference was also determined at the level of $P \leq 0.05$.

3. Results

The results of Shapiro-Wilk test showed a normal distribution of data ($P \geq 0.05$). The paired t-test to compare the data showed that the initial contact flexion had a significant difference in pre-test and post-test, and other kinematic variables did not have significant changes in pre-test and post-test stages.

4. Discussion and Conclusion

The present study results showed that initial contact flexion decreased significantly after applying fatigue protocol, and other kinematic variables did not show significant changes. These results indicate that lower extremity fatigue caused a change in knee flexion angle during initial contact and a significant reduction in knee flexion at the initial contact on the left leg after applying fatigue pro-

tocol in the muscles of the lower extremities. Changes in body position on the sagittal plane affect the biomechanics of the trunk and lower extremity and the activation of the lower extremity muscles. Landing with a smooth posture increases the reaction force of the ground, the maximum torque of the knee openers, and the activation of the quadriceps muscles while reducing the flexion angle of the knee and reducing the torque of the thigh extensors. Increases the load on the anterior cruciate ligament. Fatigue is a neuromuscular factor that has been linked to knee injuries, according to previous research. Concludingly, the cause of fatigue through kinematic changes in the lower limb joints, especially in the knee joint in the form of reduction (knee flexion) and increase (knee valgus) knee movements in the frontal and horizontal planes can provide an injury mechanism, especially for ACL.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The ethical principles observed in the article, such as the informed consent of the participants, the confidentiality of information, the permission of the participants to cancel their participation in the research. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Research Ethics Committee of Sports Science Research Institute (Code: IR.SSRC.REC.1398.123).

Funding

This study was extracted from the MSc. thesis of the first author at the Department of Health and rehabilitation in sports of Faculty of Sport Science & Health, Shahid Beheshti University.

Authors' contributions

Authors contributed equally in preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

اثر خستگی اندام تحتانی بر کینماتیک مفصل زانو طی مانور فرود در فوتبالیست‌های مرد بزرگسال

زهرا خزائی[۱]، *مهدی قیطاسی[۲]، امیر حسین براتی[۲]

۱. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۰۱ بهمن ۱۳۹۸
تاریخ پذیرش: ۲۸ مرداد ۱۳۹۹
تاریخ انتشار: ۰۱ مرداد ۱۴۰۰

چکیده

مقدمه و اهداف یکی از رایج‌ترین آسیب‌ها در فعالیت‌های ورزشی پارگی رباط متقاطع قدامی (ACL) است. خستگی جسمی مناطق مختلف اندام تحتانی می‌تواند در تغییر الگوی حرکتی این بخش از بدن مؤثر باشد و ریسک آسیب ACL را افزایش دهد، هدف از این مطالعه بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر کینماتیک مفصل زانو طی فرود در فوتبالیست‌های بزرگسال است.

مواد و روش‌ها ده فوتبالیست مرد بزرگسال (میانگین±انحراف‌معیار سن: ۱/۰۵±۲۰/۷ ۴/۱۷±۴/۱۷ سال، قد: ۱۷۸/۹±۴/۱۷ سانتی‌متر و وزن: ۷۱/۵۵±۸/۰۴ کیلوگرم) در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها پیش‌آزمون را که شامل پریدن و فرود از روی جعبه چهل سانتی‌متری را انجام دادند و دوربین‌های دستگاه موشن آنالیزر والگوس، فلکشن و روتیشن زانو را ثبت کردند. از بخش کینتولز نرم‌افزار پلاگین که به نرم‌افزار کورتکس ضمیمه شده است، جهت سگمنت‌سازی و برای به دست آوردن اطلاعات کینماتیکی استفاده شد. پروتکل خستگی اندام تحتانی شامل ده تکرار اسکات تک پا تا نود درجه فلکشن زانو، دو پرش عمودی حداکثر با یک پا و بیست تکرار از بالا و پایین رفتن از یک پله ۳۱ سانتی‌متری بود. از مقیاس بورگ برای سنجش خستگی استفاده شد. قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی آزمون لی تک پا با هدف مسافت برای اطمینان از سطح خستگی استفاده شد. بعد از انجام پروتکل خستگی پس‌آزمون به عمل آمد. پس از جمع‌آوری داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک جهت نرمالیتی داده‌ها و از آزمون تی زوجی برای مقایسه میانگین در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در متغیرهای وابسته استفاده شد.

یافته‌ها نتایج آزمون تی زوجی نشان داد که فلکشن لحظه برخورد تفاوت معناداری از پیش‌آزمون به پس‌آزمون داشته و سایر متغیرهای کینماتیکی تغییرات معنادار از پیش‌آزمون به پس‌آزمون نداشته‌اند. سطح معنادار آماری نیز در سطح $P\leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

نتیجه‌گیری با توجه به یافته‌های تحقیق می‌توان این‌گونه نتیجه گرفت که خستگی اندام تحتانی در مطالعه حاضر تا حدودی باعث تغییرات کینماتیکی پیش بین آسیب ACL شده است. تغییرات کینماتیکی شامل کاهش میزان فلکشن لحظه برخورد بوده است که یکی از عوامل پیش‌بین آسیب ACL هنگام فرود است.

کلیدواژه‌ها:
کینماتیک، خستگی، فرود، فوتبالیست

مقدمه

یکی از رایج‌ترین آسیب‌ها در فعالیت‌های ورزشی پارگی رباط متقاطع قدامی (ACL)[1] است [۱]. بر اساس مطالعات سبب‌شناسی آسیب ACL آسیبی چندعاملی شناخته می‌شود و احتمالاً از تعامل چندین عامل خطر قابل تعدیل[2] و غیرقابل تعدیل[3] حاصل می‌شود [۲].

نتایج تحقیقات حاکی از آن است که حدود ۷۰ درصد آسیب‌های ACL ناشی از سازوکارهای غیربرخوردی است [۳]. همچنین نتایج تصاویر ویدئویی نشان می‌دهد احتمال بروز پارگی ACL ورزشکاران هنگام حرکات فرود و برش نسبت به حرکات رو به جلو و البته سایر مانورهای حرکتی بیشتر است [۴، ۵].

از عوامل بالقوه قابل تعدیل می‌توان به خستگی عصبی عضلانی[4] اشاره کرد [۶، ۷]. شناخت عوامل خطر اولین گام در کنترل و پیشگیری از آسیب‌های ورزشی است [۸]. خستگی از عواملی است که می‌تواند منجر به آسیب ACL شود [۵]، خستگی به کاهش موقت در توانایی تولید نیرو یا قدرت هنگام فعالیت‌های

1. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
2. Modifiable Risk Factors
3. Non-modifiable Risk Factors
4. Neuromuscular fatigue

* **نویسنده مسئول:**
دکتر مهدی قیطاسی
نشانی: تهران، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش.
تلفن: ۳۵۴۷۶۱۳ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: m_gheitasi@sbu.ac.ir

ورزشی اشاره دارد. سازوکارهای ایجاد خستگی را می‌توان به انواع مرکزی و محیطی تقسیم کرد [۹].

بخش بزرگی از خستگی عضلانی ناشی از فرایندهای داخلی در عضلات مانند وقفه در جفت شدن، تجمع متابولیت‌ها و کاهش گلیکوژن عضلانی است [۱۰]. نقش خستگی در آسیب‌های ACL این گونه تصور می‌شود که عضلات خسته قبل از واماندگی نسبت به عضلات غیرخسته، انرژی کمتری را جذب می‌کنند [۱۱]. فرض بر این است که خستگی به کاهش قدرت عضلات و به تبع آن تغییرات منفی در کینماتیک و کینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا منجر می‌شود و ممکن است هنگام حرکات خطرناکی همچون برش یا فرود باعث افزایش فشار بر ACL شده و احتمال بروز آسیب را افزایش دهد [۱۲-۱۴].

بسیاری از محققان اعتقاد دارند که بیشتر آسیب‌های ACL با تغییر بیومکانیک حرکت در ورزشکار قابل پیشگیری است [۱۵-۱۷]. کاهش زاویه فلکشن مفصل زانو همراه با فعالیت افزایش یافته عضلات چهارسر به طور همزمان، نیروی برشی[5] بیشتری را به ACL وارد می‌کند که این سازوکار احتمال پارگی آن را افزایش خواهد داد [۱۵].

نتایج مطالعات پیشین نشان می‌دهند که خستگی یکی از عواملی است که می‌تواند نقش مهمی در عملکرد فوتبالیست‌ها هنگام فعالیت خود برای انجام بهترین عملکرد و تلاش خود داشته باشد و حتی باعث بروز آسیب جدی در ورزشکار شود. طبق تحقیقات انجام‌شده، معمولاً هرچه بیشتر به پایان بازی فوتبال نزدیک شویم، میزان مصدومیت‌هایی که ایجادشده بیشتر می‌شود. خستگی یکی از عواملی است که می‌تواند نقش مهمی در عملکرد فوتبالیست‌ها هنگام فعالیت خود برای انجام بهترین عملکرد و تلاش خود داشته باشد و حتی باعث بروز آسیب جدی در ورزشکار شود. طبق تحقیقات انجام‌شده در دقایق انتهایی مسابقه فوتبال، به‌ویژه در پانزده دقیقه پایانی هر نیمه میزان شیوع آسیب بسیار بالا است [۱۸].

بریم و همکاران در مطالعه‌ای روی ورزشکاران کودک دختر و پسر که با هدف مطالعه اثر خستگی بر متغیرهای بیومکانیکی آسیب‌رسان ACL هنگام فرود یک پا انجام شد، گزارش کردند که این ورزشکاران از راهبردهای مختلفی هنگام فرود استفاده کرده و از سطوح خستگی متفاوتی برخوردار بودند. به طوری که می‌توان عنوان کرد سطوح خستگی بر به‌کارگیری راهبردهای حرکتی متفاوت در ورزشکاران تأثیرگذار است [۱۹].

ژیا و همکاران در مطالعه‌ای که اثر دو پروتکل خستگی را بر نیروی برخورد و کینماتیک اندام تحتانی در طول مانور افت فرود در دانشجویان مرد ورزشکار بررسی کردند به این نتیجه رسیدند که خم کردن بیشتر در وضعیت فرود، ناشی از افزایش فلکشن زانو و ران در شرایط پس از خستگی است که شاید راهبردی محافظتی برای جلوگیری از آسیب احتمالی ACL باشد [۲۰].

بنجامین و همکاران، تغییرات کینماتیک اندام تحتانی در پانزده مرد و پانزده زن پس از پروتکل خستگی تعدیل‌شده آستراند هنگام فرود یک پا را بررسی و گزارش کردند که خستگی ناشی از دویدن میزان زاویه والگوس زانو را افزایش نداده و درنتیجه نمی‌تواند به افزایش بروز آسیب در زانو منجر شود [۱۲]. همان‌طور که قبلاً نیز بیان شد بیشتر آسیب‌ها در لحظات پایانی مسابقه و هنگام بروز خستگی رخ می‌دهد و خستگی می‌تواند بر بیومکانیک حرکت تأثیر داشته باشد و خطر وقوع آسیب را افزایش دهد. به همین دلیل شناخت عوامل خطر برای پیشگیری از آسیب ضرورت دارد. هدف از این مطالعه، بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر کینماتیک مفصل زانو هنگام فرود در فوتبالیست‌های بزرگسال است.

مواد و روش‌ها

روش تحقیق حاضر با توجه به اِعمال متغیر مداخله‌ای پروتکل خستگی، انتخاب آزمودنی‌ها به صورت هدفمند بر اساس معیارهای ورود و خروج از نوع پیش تجربی است. جامعه آماری پژوهش حاضر فوتبالیست‌های بزرگسال مرد شاغل در باشگاه‌های استان تهران در محدوده سنی ۱۹ تا ۲۳ سال بودند. نمونه‌های این پژوهش ده نفر از افراد جامعه یادشده به‌طور هدفمند انتخاب و بر اساس معیارهای ورود به تحقیق وارد مطالعه شدند.

این معیارها شامل [۲۱] سابقه فعالیت در رشته ورزشی فوتبال به صورت حرفه‌ای حداقل در دو سال اخیر، عدم سابقه آسیب اندام تحتانی در شش ماه اخیر، عدم ابتلا به بیماری‌های مفصلی نظیر اُستئوآرتریت در اندام تحتانی، عدم انجام فعالیت بدنی شدید ۴۸ ساعت قبل از اجرای پروتکل خستگی، عدم مصرف هیچ‌گونه مواد کافئینی و الکلی دوازده ساعت قبل از انجام پروتکل خستگی و معیارهای خروج شامل آسیب آزمودنی هنگام آزمون، مصرف مواد کافئینی و الکلی، عدم تمایل آزمودنی هنگام آزمون بودند. شرکت‌کنندگان بعد از انتخاب به آزمایشگاه دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه شهید بهشتی مراجعه کردند و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه شرکت داوطلبانه و اطلاعات فردی و ثبت اطلاعات جمعیت‌شناختی وارد مرحله پیش‌آزمون -به عبارت دیگر تحلیل حرکت- قرار گرفتند. پیش از اجرای آزمون، هر آزمودنی به مدت پنج دقیقه عمل گرم کردن را انجام داد. برای اجرای آزمون فرود، آزمودنی روی یک جعبه به ارتفاع چهل سانتی‌متری ایستاده و با فرمان آزمون‌گر با جفت پا روی زمین فرود می‌آمدند [۲۲]. هر آزمودنی سه بار تکلیف فرود صحیح را به ثبت می‌رساند. آزمودنی‌ها جهت اجرای صحیح تکلیف پیش از اجرای آزمون مورد آموزش قرار گرفته و سه بار عمل فرود را به صورت تمرینی اجرا می‌کردند.

5. Shearing Force

جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی

جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی تحقیق حاضر با استفاده از دستگاه آنالیز حرکت سه‌بُعدی (هفت دوربین) موشن آنالیز ساخت کشور آمریکا انجام شد و قبل از ثبت حرکت و اجرای آزمون، سیستم آنالیز حرکت برای محدوده آزمون کالیبره شد. داده‌ها با نرخ نمونه‌برداری[6] ۲۴۰ جمع‌آوری شدند. از روش مارکرگذاری هلن هایز[7] جهت انتخاب لندمارک‌ها جهت چسباندن مارکرهای مادون قرمز استفاده شد. این لندمارک‌ها شامل سرمتاتارسال دوم، قوزک داخلی و خارجی مچ پا، قسمت خلفی پاشنه، قسمت میانی خارجی ران و ساق، اپی کندیل داخلی و خارجی فمور، ساکروم، خار خاصره قدامی فوقانی و خار خاصره خلفی فوقانی بودند که به صورت دوطرفه روی اندام ها قرار گرفتند [۲۳]. عمل مارکرگذاری قبل از اجرای آزمون صورت گرفت و پس از اجرای پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها پروتکل خستگی اندام تحتانی را انجام دادند. متغیرهای کینماتیکی مورد اندازه‌گیری شامل والگوس، فلکشن و روتیشن زانو در لحظه برخورد و اوج فلکشن بودند.

پروتکل خستگی اندام تحتانی

پروتکل خستگی اندام تحتانی شامل ده تکرار اسکات تک پا تا نود درجه فلکشن زانو، دو پرش عمودی حداکثر با یک پا و بیست تکرار بالا و پایین رفتن از یک پله ۳۱ سانتی‌متری بود [۲۴]. این مجموعه از تمرینات یک ست از پروتکل بود. بین هر ست از آزمودنی خواسته شد که سطح خستگی خود را با استفاده از مقیاس صفر تا ده بورگ بیان کند، به طوری که عدد صفر معیار عدم خستگی و عدد ده نشان‌دهنده خستگی بیشینه بود. زمانی که فرد پس از انجام چند ست عدد ده را اعلام کرد از او آزمون لی تک پا به منظور اطمینان از خستگی گرفته شد.

پیش و پس از اجرای پروتکل خستگی، آزمون لی تک پا با هدف تعیین مقدار مسافت[8] توسط آزمودنی‌ها اجرا شد که معیاری جهت سنجش خستگی بود. اجرای آزمون لی تک پا به این صورت بود که آزمودنی روی یک پا می‌ایستاد و بیشترین مسافتی که قادر بود را با لی تک پا در یک امتداد طی می‌کرد و روی همان پا فرود می‌آمد. اگر فرد بعد از اجرای پروتکل خستگی قادر نبود که به میزان ۸۰ درصد مسافتی که قبل از پروتکل خستگی برای او ثبت شده طی کند، بر اساس معیار تحقیق آزمودنی خسته محسوب می‌شد [۲۵]. آزمون لی تک پا سه بار تکرار و میانگین این سه آزمون به عنوان معیار بروز خستگی اندام تحتانی در آزمودنی محسوب می‌شد. بلافاصله بعد از انجام پروتکل خستگی پس‌آزمون با شرایط کاملاً مشابه پیش‌آزمون در هر آزمودنی اجرا شد.

6. Frame Rate
7. Helen Hayes
8. Single Hop for Distance Test

استخراج و تحلیل داده‌ها

در این پژوهش از بخش کینتولز[9] نرم‌افزار پلاگین[10] که به نرم‌افزار کورتکس[11] ضمیمه شده است، جهت سگمنت‌سازی و برای به دست آوردن اطلاعات کینماتیکی استفاده شد. برای به دست آوردن فریم لحظه برخورد پا با سطح زمین از مختصات مکان مارکر سر متاتارسال دوم در محور Z در فریمی که کمترین فاصله مکانی را با سطح زمین داشت، استفاده شد. به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر پایین گذر باثرورث[12] با قطع شش هرتز استفاده شد.

روش‌های آماری

پس از جمع‌آوری داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک (برای نمونه‌های آماری کمتر از پنجاه نفر توان آماری بالاتری دارد) جهت بررسی توزیع طبیعی داده‌ها، از آزمون تی زوجی برای مقایسه میانگین در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در متغیرهای وابسته استفاده شد. اختلاف معنادار آماری نیز در سطح $P\leq ۰/۰۵$ تعیین شد.

یافته‌ها

در جدول شماره ۱ اطلاعات جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان در تحقیق ارائه شده است. نتایج آزمون شاپیرو ویلک توزیع نرمال داده‌ها را نشان داد ($P\geq ۰/۰۵$). نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسه داده‌های کینماتیکی که در جدول شمار ۲ قابل مشاهده است نشان داد که فلکشن لحظه برخورد تفاوت معناداری در پیش‌آزمون و پس‌آزمون داشته است و سایر متغیرهای کینماتیکی تغییرات معناداری را در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون نداشته است.

بحث

هدف از این مطالعه، بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر کینماتیک مفصل زانو طی فرود در فوتبالیست‌های بزرگسال بود. نتایج نشان داد که فلکشن لحظه برخورد در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری دارد و سایر متغیرهای کینماتیکی تغییرات معناداری را نشان نمی‌دهند.

این نتایج بیانگر این مسئله است که خستگی اندام تحتانی سبب تغییر زاویه فلکشن زانو در زمان برخورد شده و کاهش معناداری در فلکشن زانو در زمان برخورد در پای چپ پس از اِعمال پروتکل خستگی در عضلات اندام تحتانی شده است. به طوری که زاویه فلکشن از ۲۷/۰۳ درجه پیش از اِعمال پروتکل خستگی به ۲۴/۷۰ درجه پس از اِعمال پروتکل خستگی رسیده

9. Kin Tools
10. Plugin
11. Cortex
12. Butterworth

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌های مورد مطالعه

متغیرها	میانگین±انحراف استاندارد
	گروه خستگی اندام تحتانی
قد (سانتی‌متر)	۱۷۸/۹±۴/۱۷
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۵۵±۸/۰۴
سن (سال)	۲۰/۷±۱/۰۵

طب توانبخشی

است. از این نتایج می‌توان این‌گونه استنباط کرد که کنترل زانو در صفحه ساجیتال هنگام فرود پس از اِعمال خستگی دچار نقص و تغییر شده، به جز والگوس لحظه برخورد که افزایش یافته است.

مورد دیگری که در تحقیق حاضر مورد توجه است، معنادار شدن این فرضیه در پای چپ است که با توجه به اینکه پای برتر ۸۰درصد آزمودنی‌ها، پای راست است، می‌توان این‌طور تفسیر کرد که پای غیربرتر آزمودنی‌ها بیشتر دچار خستگی شده است و تغییرات کینماتیکی بیشتری را نشان داده است. گرچه مطالعات قبلی ارتباط معناداری بین برتری اندام تحتانی و پتانسیل آسیب‌دیدگی نشان نداده است، اما شاید اختلاف مکانیک بین اندام خطر آسیب را افزایش دهد [۲۶].

سایر فاکتورهای کینماتیکی پس از اِعمال پروتکل خستگی اندام تحتانی کاهش یافته است. تحقیقات بسیاری وجود دارد که به بررسی اثر خستگی جسمی بر میزان تغییرات کینماتیک زانو پرداخته‌اند. از مطالعات موافق با نتایج تحقیق می توان به مطالعه ژیانگ و همکاران اشاره کرد که اثر خستگی و اختلال تحت حسی را روی ۳۲ مرد سالم در دو گروه خستگی و عدم خستگی با پروتکل خستگی اسکات مکرر تا مرز خستگی بررسی کردند. نتایج کینماتیکی آن‌ها در طول تکلیف فرود برش متقاطع[13] کاهش فلکشن لحظه فرود و زاویه چرخش داخلی بیشتر را پس از اِعمال پروتکل خستگی نشان داد. همچنین این یافته‌ها نشان داد که برش متقاطع خطرناک‌تر از فرود در وضعیت خستگی است [۲۱].

تغییر موقعیت بدن در صفحه ساجیتال، بیومکانیک تنه و اندام تحتانی و فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. فرود با پاسچر صاف، نیروی عکس‌العمل زمین، حداکثر گشتاور بازکننده‌های زانو و فعال‌سازی عضلات چهارسر ران را افزایش می‌دهد، در صورتی که میزان زاویه فلکشن زانو را کاهش و باعث کاهش گشتاور اکستنسورهای ران می‌شود.

کاهش زاویه فلکشن زانو هنگام فرود شاید میزان بار وارده بر لیگامنت صلیبی قدامی را افزایش دهد [۲۷] و امکان آسیب غیربرخوردی ACL در لحظه تماس اولیه طی فرود را افزایش دهد [۲۸]. کورتس و همکاران، تغییرات کینماتیک روی هجده زن فوتبالیست دانشگاهی را در پیش از شرایط خستگی، ۵۰ درصد خستگی و ۱۰۰ درصد خستگی بررسی کردند و نتایج آن‌ها نشان داد خستگی باعث کاهش فلکشن در هنگام فرود شده است [۲۹].

از نتایج مخالف با فرضیه این تحقیق، مطالعه ابرگل که شرایط خستگی را روی بیست رقاص زن بررسی و عنوان کرد که خستگی باعث افزایش فلکشن ران و زانو به هنگام خستگی شده است [۳۰]. همچنین آلن و همکاران، اثر خستگی را بر مکانیک فرود تک پا بررسی کردند. پروتکل خستگی آن‌ها شامل پنج اسکات پرشی و پانزده متر دویدن بود و نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که خستگی باعث کاهش والگوس و افزایش فلکشن زانو شد. آلن دلیل این نتایج را احتمالاً به دلیل نوع پروتکل خستگی عنوان کرد که ممکن است به صورت گرم شدن عصبی عضلانی پویا برای آزمودنی‌ها عمل کرده باشد [۳۱]. از دلایل اختلاف نتایج مطالعات ذکرشده با نتایج مطالعه حاضر می‌توان به تفاوت در نوع پروتکل خستگی، تکلیف آزمون و تفاوت آزمودنی‌ها اشاره کرد.

اگرچه در مطالعه حاضر تغییرات در والگوس پس از اِعمال خستگی اندام تحتانی به لحاظ آماری معنادار نبود، اما نتایج نشان داد که در پیش‌آزمون در پای چپ به میزان ۰/۹۹- درجه واروس رخ داده، در صورتی که در پس‌آزمون این میزان به ۰/۵۵ درجه والگوس تغییر یافته است. همچنین در پای راست با وجود اینکه تفاوت به لحاظ آماری معنادار نبود، اما والگوس در پیش‌آزمون از ۰/۶۴ درجه والگوس به ۳/۴۰ درجه افزایش پیدا کرده است.

می‌توان افزایش حرکت مشاهده‌شده والگوس در صفحه فرونتال را به کنترل عصبی عضلانی تغییر یافته ناشی از خستگی نسبت داد. تغییرات رخ‌داده در صفحه فرونتال ممکن است به دلیل تغییر در الگوهای انقباضی عضلات اطراف زانو باشد که مکانیسم عصبی عضلانی را تغییر داده و استحکام و سفتی مفصل زانو را کاهش داده است که این امر موجب افزایش خطر آسیب لیگامنت‌ها می‌شود [۲۶]. انقباض اکسنتریک عضلات چهار سر ران همراه با نیروی والگوس احتمال کشیدگی ACL را افزایش می‌دهد [۳۲].

از مطالعات همسو با نتایج تحقیق حاضر می‌توان به تحقیق

13. Landing- crossover Cutting

جدول ۲. نتایج آزمون تی زوجی متغیرهای کینماتیکی

متغیر		عضو	میانگین±انحراف استاندارد		آماره آزمون	درجه آزادی	P
			پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
فلکشن	لحظه برخورد	راست	۲۴/۴۷±۵/۳۲	۲۳/۹۸±۷/۱۳	۰/۲۵	۹	۰/۸۰
		چپ	۲۷/۰۳±۵/۶۷	۲۳/۷۰±۵/۴۱	۴/۳۱	۹	۰/۰۰۳*
	اوج	راست	۵۷/۱۹±۱۰/۹۲	۵۳/۷۹±۱۲/۱۲	۰/۹۵۶	۹	۰/۳۶
		چپ	۵۹/۴۶±۱۲/۳۰	۵۰/۸۰±۱۱/۵۸	۱/۴۳	۹	۰/۱۸
والگوس	لحظه برخورد	راست	۰/۶۴±۲/۸۳	۳/۴۰±۶/۹۶	-۱/۲۹	۹	۰/۲۲
		چپ	-۰/۹۹±۶/۸۸	۰/۵۵±۶/۰۵	-۰/۶۰	۹	۰/۵۶
	اوج	راست	-۹/۲۱±۴/۱۹	-۷/۶۳±۶/۷۸	-۰/۷۷	۹	۰/۴۶
		چپ	-۱۰/۵۲±۶/۴۳	-۸/۷۴±۹/۸۴	-۰/۸۸	۹	۰/۴۰
روتیشن	لحظه برخورد	راست	-۱۳/۹۶±۹/۰۷	-۴/۵۶±۱۸/۲۴	-۲/۱۰	۹	۰/۰۶
		چپ	-۹/۳۷±۱۲/۳۵	-۵/۸۵±۱۶/۹۵	-۰/۷۳	۹	۰/۴۸
	اوج	راست	-۱۶/۴۴±۹/۵۴	-۱۱/۴۸±۱۴/۸۳	-۱/۳۴	۹	۰/۲۱
		چپ	۱۵/۷۶±۹/۵۴	-۱۱/۹۳±۱۶/۰۳	-۱/۱۲	۹	۰/۲۹

* سطح معناداری (P≤۰/۰۵)

فلکشن، والگوس، اینترنال روتیشن مثبت و اکستنشن، واروس و اکسترنال روتیشن منفی در نظر گرفته شده است.

طب توانبخشی

کرنوزک و همکاران اشاره کرد که اثر تفاوت جنسیتی را در مکانیک فرود اندام تحتانی پس از اِعمال پروتکل خستگی شامل تکرار حرکات اسکات پارالل تا سر حد واماندگی بررسی کردند. تکلیف این تحقیق فرود تک پا از ارتفاع پنجاه سانتی‌متر به صورت دراپ بود. نتایج ایشان نشان داد که والگوس هنگام فرود بعد از خستگی افزایش معناداری داشته است [۱۳].

همچنین اسمیت و همکاران، اثر خستگی بر حرکت زانو در صفحه فرونتال، فعالیت عضلانی و نیروی عکس‌العمل زمین را در مردان و زنان طی فرود ارزیابی و مقایسه کردند و نتایج آن‌ها نشان داد که والگوس هنگام فرود در اثر خستگی افزایش یافته است [۳۳].

از دیگر نتایج مطالعه حاضر، کاهش چرخش خارجی و تمایل به چرخش داخلی است که از لحاظ آماری معنادار نشد. حرکات زانو در صفحات فرونتال و هوریزنتال می‌تواند سازوکاری آسیب‌زا، به‌ویژه برای ACL را فراهم کند [۳۴]. مطالعه ژیانگ و همکاران، اثر خستگی و اختلال تحت حسی را روی بیومکانیک زانو هنگام فرود برش متقاطع بررسی کردند. پروتکل خستگی آنها اسکات مکرر تا سر حد خستگی بود. نتایج این مطالعه نشان داد خستگی باعث افزایش در چرخش داخلی زانو شده است [۲۱].

از مطالعات ناهمسو با نتایج این مطالعه، مطالعه‌ای است که آبی و همکاران، تأثیر خستگی چهار سر و همسترینگ بر نورومکانیک اندام تحتانی را در طی فعالیت پویا روی ۲۵ مرد و زن سالم بررسی کردند. تکلیف این مطالعه هاپینگ تک پا رو به جلو روی صفحه نیرو انجام شد. خستگی از طریق مجموعه‌ای از انقباضات متمرکز چهار سر همسترینگ متناوب، روی دینامومتر ایزوکینتیک ایجاد شد. نتایج آنها نشان داد خستگی باعث افزایش قابل توجه چرخش داخلی ران و اکستنشن و زاویه چرخش خارجی زانو لحظه برخورد شده است [۳۵].

نتیجه‌گیری نهایی

خستگی یک عامل عصبی عضلانی است که با توجه به نتایج تحقیقات گذشته با آسیب‌های زانو در ارتباط است. عامل خستگی از طریق تغییرات کینماتیک در مفاصل اندام تحتانی، به‌ویژه در مفصل زانو به صورت کاهش (فلکشن زانو) و افزایش (والگوس زانو) حرکات زانو در صفحات فرونتال و هوریزنتال می‌تواند سازوکاری آسیب‌زا، به‌ویژه برای ACL فراهم کند. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که فلکشن لحظه برخورد بعد از اعمال پروتکل خستگی کاهش معناداری داشته و سایر متغیرهای کینماتیکی تغییرات معناداری نشان نداده‌اند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی صادره از کمیته ملی اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1398.123 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه‌ی نویسنده اول در گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

[1] Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. The Knee. 2006; 13(3):184-8. [DOI:10.1016/j.knee.2006.01.005] [PMID]

[2] Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: Current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT. 2010; 5(4):234-51. [PMCID]

[3] Jamison ST, Pan X, Chaudhari AM. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. Journal of Biomechanics. 2012; 45(11):1881-5.[DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.05.031] [PMID]

[4] Kirkendall DT, Garrett WE. The anterior cruciate ligament enigma: Injury mechanisms and prevention. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2000; 372:64-8. [DOI:10.1097/00003086-200003000-00008] [PMID]

[5] 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]

[6] Barber-Westin SD, Noyes FR. Effect of fatigue protocols on lower limb neuromuscular function and implications for anterior cruciate ligament injury prevention training: A systematic review. The American Journal of Sports Medicine. 2017; 45(14):3388-96. [DOI:10.1177/0363546517693846] [PMID]

[7] Benjaminse A, Webster KE, Kimp A, Meijer M, Gokeler A. Revised approach to the role of fatigue in anterior cruciate ligament injury prevention: A systematic review with meta-analyses. Sports Medicine. 2019; 49(4):565-86. [DOI:10.1007/s40279-019-01052-6] [PMID] [PMCID]

[8] Bahr R, Engebretsen L. Sports injury prevention. United States: Wiley Online Library; 2009. https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781444303612

[9] Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. The Journal of Physiology. 2008; 586(1):11-23. [DOI:10.1113/jphysiol.2007.139477] [PMID] [PMCID]

[10] Deschenes MR, Maresh CM, Kraemer WJ. The neuromuscular junction: Structure, function, and its role in the excitation of muscle. Journal of Strength and Conditioning Research. 1994; 8(2):103-9.[DOI:10.1519/00124278-199405000-00008]

[11] Mair SD, Seaber AV, Glisson RR, Garrett JR WE. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. The American Journal of Sports Medicine. 1996; 24(2):137-43. [DOI:10.1177/036354659602400203] [PMID]

[12] Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2008; 16(4):400-7. [DOI:10.1007/s00167-007-0432-7] [PMID]

[13] Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. The American Journal of Sports Medicine. 2008; 36(3):554-65. [DOI:10.1177/0363546507308934] [PMID]

[14] Wojtys EM, Beaulieu ML, Ashton-Miller JA. New perspectives on ACL injury: On the role of repetitive sub-maximal knee loading in causing ACL fatigue failure. Journal of Orthopaedic Research. 2016; 34(12):2059-68. [DOI:10.1002/jor.23441] [PMID] [PMCID]

[15] Bell DR, Smith MD, Pennuto AP, Stiffler MR, Olson ME. Jump-landing mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction: A landing error scoring system study. Journal of Athletic Training. 2014; 49(4):435-41. [DOI:10.4085/1062-6050-49.3.21] [PMID] [PMCID]

[16] DiStefano LJ, Padua DA, DiStefano MJ, Marshall SW. Influence of age, sex, technique, and exercise program on movement patterns after an anterior cruciate ligament injury prevention program in youth soccer players. The American Journal of Sports Medicine. 2009; 37(3):495-505. [DOI:10.1177/0363546508327542] [PMID]

[17] Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2013; 41(1):216-24. [DOI:10.1177/0363546512459638] [PMID] [PMCID]

[18] Yoon YS, Chai M, Shin DW. Football injuries at Asian tournaments. The American Journal of Sports Medicine. 2004; 32(S1):36S-42. [DOI:10.1177/0095399703258781] [PMID]

[19] Briem K, Jónsdóttir KV, Árnason Á, Sveinsson Þ. Effects of sex and fatigue on biomechanical measures during the drop-jump task in children. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2017; 5(1):2325967116679640.[DOI:10.1177/2325967116679640] [PMID] [PMCID]

[20] Xia R, Zhang X, Wang X, Sun X, Fu W. Effects of two fatigue protocols on impact forces and lower extremity kinematics during drop landings: Implications for noncontact anterior cruciate ligament injury. Journal of Healthcare Engineering. 2017; 2017:5690519. [DOI:10.1155/2017/5690519] [PMID] [PMCID]

[21] Qu X, Jiang J, Hu X. Effects of subsensory noise and fatigue on knee landing and cross-over cutting biomechanics in male athletes. Journal of Applied Biomechanics. 2018; 34(3):205-10. [DOI:10.1123/jab.2017-0180] [PMID]

[22] Frank BS, Gilsdorf CM, Goerger BM, Prentice WE, Padua DA. Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. Sports Health. 2014; 6(4):301-8. [DOI:10.1177/1941738114530950] [PMID] [PMCID]

[23] Northeast L, Gautrey CN, Bottoms L, Hughes G, Mitchell AC, Greenhalgh A. Full gait cycle analysis of lower limb and trunk kinematics and muscle activations during walking in participants with and without ankle instability. Gait & Posture. 2018; 64:114-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.06.001] [PMID]

[24] Lessi GC, Dos Santos AF, Batista LF, de Oliveira GC, Serrão FV. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2017; 32:9-14. [DOI:10.1016/j.jelekin.2016.11.001] [PMID]

[25] Orishimo KF, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 2006; 22(4):245-54. [DOI:10.1123/jab.22.4.245] [PMID]

[26] Negrete RJ, Schick EA, Cooper JP. Lower-limb dominance as a possible etiologic factor in noncontact anterior cruciate ligament tears. Journal of Strength and Conditioning Research. 2007; 21(1):270-3. [DOI:10.1519/00124278-200702000-00048] [PMID]

[27] Cortes N, Greska E, Kollock R, Ambegaonkar J, Onate JA. Changes in lower extremity biomechanics due to a short-term fatigue protocol. Journal of Athletic Training. 2013; 48(3):306-13. [DOI:10.4085/1062-6050-48.2.03] [PMID] [PMCID]

[28] Lucci S, Cortes N, Van Lunen B, Ringleb S, Onate J. Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. Journal of Science and Medicine in Sport. 2011; 14(5):453-9. [DOI:10.1016/j.jsams.2011.05.001] [PMID] [PMCID]

[29] Cortes N, Greska E, Ambegaonkar JP, Kollock RO, Caswell SV, Onate JA. Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2014; 22(9):2202-8. [DOI:10.1007/s00167-013-2673-y] [PMID] [PMCID]

[30] Abergel R. The effects of fatigue on lower extremity landing mechanics in dancers. United States: California State University; 2019. https://books.google.com/books/about/The_Effects_of_Fatigue_on_Lower_Extremit.html?id=fM1bzgEACAAJ

[31] Allen R, Chick M, Grossman M, Phillips S. The effects of fatigue on single leg landing mechanics. 2019. https://digitalcommons.ithaca.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1664&context=whalen

[32] Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. The American Journal of Sports Medicine. 2007; 35(2):235-41. [DOI:10.1177/0363546506294077] [PMID]

[33] Smith MP, Sizer PS, James CR. Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. Journal of Sports Science & Medicine. 2009; 8(3):419-27. [PMCID]

[34] Chavez A. The effect of fatigue on ACL injury risk in the athletic population [MSc. Thesis]. Texas: Texas State University; 2011. https://digital.library.txstate.edu/handle/10877/4326

[35] Thomas AC, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. Journal of Applied Biomechanics. 2010; 26(2):159-70. [DOI:10.1123/jab.26.2.159] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank