Journal of
Sport Biomechanics

Spring 2022. Vol 8. Issue 1

Research Paper

Comparing Trunk and Lower Extremity Kinematic Variables during Side-Cutting Maneuver in Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Athletes

Mohammad Aziminia [1],*Ali Abbasi [1]

1. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Aziminia M, Abbasi A, [Comparing Trunk and Lower Extremity Kinematic Variables during Side-Cutting Maneuver in Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Athletes (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2022; 8 (1) :50-64. https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.1.3

https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.1.3

Article Info:

Received: 27 March 2022
Accepted: 28 May 2022
Available Online: 23 July 2022

Keywords:

Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACLR), Kinematics, Side-Cutting Maneuver

ABSTRACT

Objective However, due to the long-term recovery process in anterior cruciate ligament injury and the occurrence of secondary problems after surgery, as well as the lack of adherence to postoperative rehabilitation programs, however, there is a risk of re-rupture of this ligament. Therefore, the aim of the present study was to compare the kinematic parameters of the trunk and lower limbs during shear maneuvers in healthy and reconstructed athletes of the anterior cruciate ligament.

Methods The subjects of this study included 34 male athletes who were randomly divided into experimental (reconstructed cruciate ligament) and control (healthy) groups. Kinematic and Kinetic data were recorded using a camera motion capture system (Vicon, Oxford Metrics Ltd) sampling at 200 Hz, synchronously with ground reaction forces from force platform at 1000 Hz (Kistler AG, Winterthur, Switzerland). The calculation of kinematic variables from initial foot contact to toe-off with force plate was performed by Visual3D (C-Motion Inc) software.

Results The results of independent t-test concerning trunk flexion, hip and ankle flexion did not show a significant difference between the healthy and ACLR groups ($P>0.05$), but decrease in knee joint flexion in the ACLR group, was significant ($P=0.008$) compared to the healthy group Also in the ACLR group, an increase in knee joint valgus was significant ($P=0.05$). ACLR group's tibia rotation with respect to femur was also significant ($P=0.038$) compared to that of the healthy group.

Conclusion Due to the change in the kinematics of ACLR group compared to that of the healthy individuals and the increased risk of re-rupture in ACLR individuals, it is suggested that in designing exercises and postoperative rehabilitation courses, proper training of techniques and movements be performed to reduce the likelihood of re-injury by achieving the desired kinematics in the joints and limbs as well as the athletes' awareness. injury by achieving the desired kinematics in the joints and limbs as well as the athletes' awareness.

Corresponding Author:
Ali Abbasi
Address: Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 7305114
E-mail: abbasi@khu.ac.ir

Extended Abstract

1. Introduction

Anterior cruciate ligament rupture is one of the most important parts of the knee joint that is common among athletes [1]. One of the most common treatments for ACL rupture is surgical reconstruction of the ligament, which is recommended for athletes who want to work at a high level after surgery [6]. The most important mechanisms of ACL injury include: valgus of the knee joint, anterior movement of the tibia relative to the femur, reduction of knee flexion [5,6] and external rotation of the tibia on the pronated foot [9], abrupt changes in the center of mass of the body at high acceleration and slowing down in activities such as such as one-legged landing and cutting maneuvers [10]. Kylie et al. Similar activities such as walking, running, jump-landing and cutting maneuvers, cause the ACL to rupture and re-damage in these people [11]. Because the trunk and lower extremity joints act as an interconnected system, understanding the kinematic variables in healthy and reconstructed ACL athletes improves our understanding of the biomechanical factors associated with ACL injury as well as its re-rupture [11].

2. Methods

The subjects of this study included 34 male athletes who were randomly divided into two groups of 17 experimental (reconstructed anterior cruciate ligament) and control (healthy). Kinematic and kinetic information of these subjects was recorded by 8 cameras, 3-D motion analysis system (Vicon Motion Capture, England) and force platform (9260AA, Kistler, Switzerland) with sampling frequencies of 200 and 1000 Hz, respectively [12,19]. In this study, athletes in the healthy group and ACLR were matched in terms of superior and non-superior legs. Model bar of recorded movements and the naming of markers and eliminating the distances between the path of markers were done by Nexus software, version 2. 8. 2, made by the British company Vicon. Then, Visual 3D software (Visual3D, C-Motion Inc) was used to build a 3D model of the trunk and lower limbs. According to the results of the previous literature, for the purposes of this study, only the initial deceleration stage was considered, which was from the moment the foot collided with the lifting of the toes (stance phase) with the force platform, because this stage is the period of time in which the prevalence of non- contact injuries of the anterior cruciate ligament is higher [13]. After preparing the subjects and static and dynamic calibration of 3-D motion analysis system, each subject was to travel the calibrated path of movement of 10 meters long with maximum speed and in a predetermined place on the force platform with his superior foot at an angle of 45 degree performed the shear maneuver five times, from which three appropriate repetitions were selected for subsequent analysis (Figure 1). An appropriate test was one in which the right foot came in contact with the force platform and was performed at the specified angle [18]. Then, in order to filter the data, a fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutting frequency of 14 Hz was used [18]. The statistical method used in this study included descriptive statistics and inferential statistics at a significance level of 0.05.

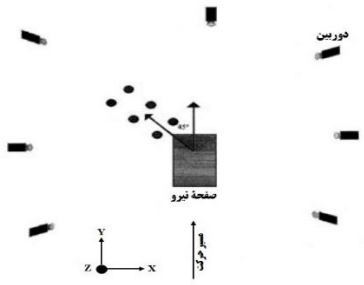


Figure 1. Runway, cutting at 45°, camera and force platform setup.

3. Results

The results of independent t-test in trunk flexion, hip and ankle flexion did not show a significant difference between the healthy and ACLR groups (P>0.05), but in the ACLR group, there was a significant decrease (P=0.008) in knee joint flexion compared to the healthy group. Also in the ACLR group, there was a significant increase in knee joint valgus (P=0.05) and tibia rotation with respect to femur compared to the healthy group (P=0.038) (Table 1).

Table 1. Results of descriptive and inferential statistics for the studied parameters in the two groups

Kinematic parameters	Groups	Mean±SD	p-value
peak of trunk flexion	Healthy	7.693 ± 18.532	0.08
	ACLR	4.366 ± 14.279	
peak of hip joint flexion	Healthy	4.884 ±48.109	0.963
	ACLR	8.157 ± 47.637	
peak of knee joint flexion	Healthy	6.786 ± 46.814	0.008*
	ACLR	7.824 ±37.483	
peak of knee joint valgus	Healthy	1.430 ± 4.414	0.05*
	ACLR	3.675 ± 8.493	
tibiofemoral rotation ratio	Healthy	4.402 ± 9.073	0.038*
	ACLR	7.978 ±12.536	
peak of Ankle joint flexion	Healthy	1.782 ± 21.022	0.764
	ACLR	1.916 ±21.430	

*= Significant difference between the results of ACLR and control groups

4. Discussion and Conclusion

The results of the present study showed a significant reduction in the peak of knee joint flexion in ACLR athletes compared to healthy ones. The studies on the risk factors for ACL injury and its re-rupture with motion video analysis systems, have shown that the reduction in range of motion and flexion angle of the knee joint is usually associated with ACL ligament injury. In this case, the quadriceps muscles produce enough anterior shear force, which causes the ACL to rupture. Studies also show that the anterior shear force is the most important determinant of the amount of load applied to the ACL [20]. Increasing the amount of this variable has a significant relationship with decreasing knee flexion [14,21]. Knee valgus is one of the most important mechanisms of ACL injury and re-rupture [22]. The results of the present study on knee valgus were in line with the results of the study by Montgomery et al. (2016), The researchers report that 80% of the mechanisms of ACL rupture are caused by pressure of the valgus on the knee joint [23]. This biomechanical abnormality can also cause a different force distribution on the upper surface of the tibia, which increases the risk of primary osteoarthritis and re-injury of the ACL ligament [24]. The results of the present study showed that the tibiofemoral rotation ratio in the horizontal plane was significantly higher in the ACLR group than in the healthy group. Increasing the tibiofemoral rotation ratio causes valgus loads on the knee joint, which in turn causes excessive pressure on the ACL ligament. Because non-contact ACL injuries can be caused by a force that causes the tibia to rotate inward and outward, disruption of the large natural direction relative to the femur may increase the pressure on the ACL ligament and rupture it again [7,26]. In the study of Hantes et al. (2012), the findings showed that the altered anterior shear force due to the reduction of knee joint flexion in ACLR patients has a significant relationship with the increase of tibial rotation relative to the femur, which can be due to the reduction Muscle strength in the hamstring and gastrocnemius muscles in ACLR individuals who are responsible for controlling large rotation [27]. The mentioned results were consistent with the present study. The results of the present study showed that despite the decrease in the mean peak of trunk flexion segment in the ACLR group compared to the healthy group, no significant differences were found between the two groups. Decreased trunk angle in the affected group may be due to lack of control and neuromuscular stability of this part in these people [28]. The joints of the trunk and lower limbs act as an interconnected system, and since a change in a joint or limb can affect the joints and upper and lower limbs, this causes the line of transmission of forces in this Joints to be altered, causing excessive loading and increasing the likelihood of injury [29]. In the study by Hewett et al. (2009), dealing with the effect of trunk and lower limb kinematics on the risk factors for ACL injury and its re-rupture, it was reported that ACL reconstructed individuals lack optimal trunk kinematics compared to healthy individuals. The results of studies show that reducing trunk flexion in the sagittal plane increases axial pressure.

Therefore, it can be concluded that reducing the angle of the trunk segment in the stance phase can be a high risk pattern in ACL injury [30]. In the present study, the mean peak of hip joint flexion at the moment of foot collision with the force platform during shear maneuver was lower in the ACLR group than in the healthy group, but it was not statistically significant. According to the findings of Marry et al. (2016), considering that the side cutting maneuvering skill is performed in a closed kinetic chain and the reduction of trunk flexion angle is in line with the reduction of hip flexion, it can be concluded that less hip flexion increases the risk of ACL injury. This can be due to the weakening of the anterior thigh muscles in ACLR patients and lead to re-rupture of this ligament [31]. The mean rate of ankle flexion changes at stance phase was almost the same in both groups and the findings did not show any significant difference between the two groups. In the study of Sahebzmani et al. (2012) it was stated that increasing ankle flexion during sports maneuvers reduces the likelihood of lower limb injury [32]. On the other hand, reducing the dorsi flexion of the ankle, due to the reduction of flexion of the knee joint, has a greater impact on the knee joint, which increases the risk of ACL injury [33]. The findings of this study were not consistent with the results of the present study, because there was no significant relationship between the two groups due to the slight increase in ankle flexion in the ACLR group.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

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

Funding

This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors equally contributed to preparing article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

مقایسه متغیّرهای کینماتیکی تنه و اندام تحتانی حین مانور برشی در ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی

محمد عظیمی نیا[۱]، *علی عباسی[۱]

۱.گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۷ فروردین ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۷ خرداد ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۱ مرداد ۱۴۰۱

کلید واژه‌ها:
بازسازی رباط صلیبی قدامی، کینماتیک، مانور برشی

چکیده

هدف با توجّه به روند بهبودی طولانی مدت در آسیب رباط صلیبی قدامی و بروز مشکلات ثانویه بعد از جراحی و همچنین عدم پایبندی افراد به برنامه‌های توانبخشی بعد از جراحی، با این وجود ریسک‌پارگی مجدد این رباط وجود دارد. لذا، هدف از مطالعه حاضر، مقایسه پارامترهای کینماتیکی تنه و اندام تحتانی حین مانور برشی در ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی بود.

روش‌ها آزمودنی‌های این مطالعه شامل ۳۴ ورزشکار مرد بودند که به‌صورت در دسترس در دو گروه آزمایشی (رباط صلیبی بازسازی شده) و کنترل (سالم) قرار گرفتند. ثبت اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی حرکت این آزمودنی‌ها به وسیله سیستم ثبت آنالیز ویدئویی حرکت وایکان و صفحه نیروسنج کیستلر به ترتیب با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز انجام شد. محاسبه متغیّرهای کینماتیکی از لحظه تماس اولیه پا تا لحظه جدا شدن پا از صفحه نیروسنج به وسیله نرم‌افزار ویژوال تری دی انجام شد.

یافته‌ها نتایج آزمون تی مستقل در فلکشن سگمنت تنه و مفصل ران و مچ پا تفاوت معنی‌داری بین دو گروه سالم و رباط صلیبی بازسازی شده، نشان نداد (P>۰/۰۵). همچنین یافته‌های حاکی از این پژوهش نشان از کاهش معنی‌دار فلکشن مفصل زانو و افزایش معنی‌دار ولگوس مفصل زانو (P=۰/۰۵) و نسبت چرخش تیبیا به فمور (P=۰/۰۳۸)، در گروه رباط صلیبی بازسازی شده نسبت به گروه سالم بود.

نتیجه‌گیری با توجّه به تغییر در متغیّرهای کینماتیکی افراد دارای رباط صلیبی بازسازی شده، نسبت به افراد سالم و افزایش ریسک ابتلا به پارگی مجدد در این افراد، پیشنهاد می‌شود در طراحی تمرینات و دوره‌های توانبخشی و درمانی پس از جراحی، به آموزش صحیح تکنیک‌ها و حرکات پرخطا توجّه شود تا با کسب کینماتیک مطلوب در مفاصل و اندام‌ها و همچنین آگاهی ورزشکاران، احتمال بروز آسیب مجدد کاهش یابد.

*نویسنده مسئول:
علی عباسی
آدرس: گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
تلفن: ۷۳۰۵۱۱۴ (۹۱۲)۹۸+
ایمیل: abbasi@khu.ac.ir

مقدمه

مفصل زانو همانند تمام مفاصل بدن، به دلیل انتقال وزن بدن در هنگام حرکت و یا فعالیت‌های ورزشی نسبت به دیگر مفاصل مثل شانه، آرنج و مچ دست، بیش‌تر مستعد آسیب است. از جمله مهم‌ترین بخش‌های مفصل زانو که شیوع صدمه آن در بین ورزشکاران رایج است، پارگی رباط صلیبی قدامی[1]می‌باشد [۱]. شیوع این آسیب در ایالات متحده سالانه بین ۱۰۰۰۰۰ تا ۲۵۰۰۰۰ گزارش شده است که می‌تواند منجر به آسیب ثانویه در ورزشکاران از جمله، ناتوانی در کوتاه مدت، تخریب غضروف مفصلی، آرتروز و همچنین از دست دادن فصل و هزینه‌های هنگفت بهداشتی ـ درمانی برای آن‌ها باشد [۲،۳].

آسیب ACL به دو صورت برخوردی و غیر برخوردی رخ می‌دهد که سهم آسیب‌های غیر برخوردی بیش‌تر و ۷۰ درصد می‌باشد [۴]. با توجّه به شیوع بسیار بالای این آسیب، شناخت الگوهای حرکتی آسیب‌زا و پرخطر برای شناسایی مکانیسم‌ها و عوامل خطرساز آسیب و پارگی مجدد ACL امری مهم و ضروری می‌باشد. بیش‌تر آسیب‌های غیر برخوردی رباط صلیبی قدامی در ورزش‌هایی که همراه با کاهش و افزایش شتاب، فرود و چرخش‌های مکرر که باعث اعمال نیروهای اکسنتریک قابل توجّه به عضله چهارسررانی می‌شود، اتفاق می‌افتد [۵]. یکی از متداول‌ترین راه‌های درمان پارگی ACL، بازسازی این رباط از طریق جراحی می‌باشد که در ورزشکارانی که مایل به فعالیت در سطح بالا پس از جراحی هستند توصیه می‌شود [۶]. مطالعه کینگ[2]و همکاران (۲۰۱۹)، نشان داد که تنها ۸۲ ٪ از بیمارانی که تحت بازسازی ACL قرار گرفته‌اند، قادر به از سرگیری فعالیت‌های قبلی خود بودند و مجدد به فعالیت تخصصی خود بازگشته‌اند و تنها نیمی از این افراد سطح عملکردی قبل از آسیب خود را بازیافتند [۷]. پارگی ACL به بازسازی و توانبخشی وسیعی نیاز دارد که می‌تواند افراد را به مدت ۱۲ ماه از فعالیت‌های تخصصی دور نگه دارد و خطر ابتلا به ضایعه‌های مفصلی از جمله آرتروز زانو را در مدت ۱۰ سال پس از جراحی، ۵۰ ٪ افزایش دهد [۸].

با توجّه به پیشینه پژوهش، از جمله مهم‌ترین مکانیسم‌های آسیب ACL شامل: والگوس مفصل زانو، جابه‌جایی قدامی درشت‌نی نسبت به فمور، کاهش فلکشن زانو [۵،۶] و چرخش خارجی درشت‌نی روی پای پرونیت شده [۹]، در تغییر مسیرهای ناگهانی مرکز جرم بدن در شتاب بالا و همچنین کاهش سرعت در انجام فعالیت‌هایی مانند فرود تک پا و مانورهای برشی می‌باشد [۱۰]. کایلی[3]و همکاران دریافتند، افراد مبتلا به بازسازی رباط صلیبی قدامی دچار تغییر در بیومکانیک اندام تحتانی، شامل کاهش فلکشن زانو، افزایش ابداکشن زانو، افزایش فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران و همچنین افزایش اورژن مچ پا نسبت به افراد سالم در حین انجام فعالیت‌های مشابه مثل، راه رفتن، دویدن، پرش فرود و مانورهای برشی می‌باشند که این امر موجب پارگی و آسیب مجدد ACL، در این افراد است [۱۱]. از طرفی در مطالعه پولارد[4]و همکاران، نشان داده شد، افرادی که تحت بازسازی ACL قرار گرفته‌اند، حتی با وجود این‌که به فعالیت‌های تخصصی خود بازگشته‌اند، در طی فعالیت‌هایی مثل مانور برشی، متغیّرهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی آن‌ها تغییر می‌یابد که همین امر می‌تواند منجر به آسیب مجدد و پاره شدن دوباره ACL شود [۱۲].

ترکیب مکانیسم‌های آسیب‌زا معمولاً در آسیب ACL در صورت عدم تماس، در مرحله کاهش سرعت مانورهای خاص ورزشی مانند پرش ـ فرود و مانورهای برشی برای تغییر جهت رخ می‌دهند [۱۳]. تغییر مسیرهای ناگهانی بدن در فعالیت‌های سریع ورزشی مانند مانورهای برشی در مقایسه با حرکت‌های رو به جلو خطر بیش‌تری ایجاد می‌کنند و در مطالعات کینماتیکی، از منظر ایجاد خطر و بروز آسیب، بیش‌تر مورد توجّه قرار گرفته‌اند. مانورهای برشی حرکاتی هستند که در زنجیره حرکتی بسته و در رشته‌های ورزشی

1. Anterior cruciate ligament
2. King
3. Kylie
4. Pollard

متعددی مانند بسکتبال، والیبال، تنیس، اسکواش، فوتبال و هندبال توسط ورزشکاران با هدف تغییر راستای مسیر حرکت، جهت فریب دادن، بسیار استفاده می‌شود [۱۴].

موقعیت سگمنت تنه بر کینماتیک اندام تحتانی می‌تواند اثرگذار باشد. کاهش فلکشن رو به جلو تنه، می‌تواند دارای همبستگی منفی با نیروی برش قدامی تیبیا داشته باشد که این عامل می‌تواند از عوامل خطرساز در آسیب رباط صلیبی قدامی و پارگی مجدد آن شود. لذا باید کینماتیک مفاصل پروگزیمال، مانند سگمنت تنه در بررسی عوامل خطرساز آسیب ACL، در نظر گرفته شود [۱۵]. در مطالعات اخیر، پژوهشگران معمولاً برای ارزیابی متغیّرهای بیومکانیکی مفاصل آسیب‌دیده، به بررسی مفاصل بالایی و پایینی محل آسیب نیز می‌پردازند که دلیل این امر، ماهیت مهارت خاص ورزشی است که در زنجیره حرکتی بسته صورت می‌گیرد [۱۶]. همچنین از آن جایی که مفاصل تنه و اندام تحتانی به عنوان یک سیستم مرتبط با هم عمل می‌کنند، شناخت متغیّرهای کینماتیکی در ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی، درک ما را از عوامل بیومکانیکی مربوط به آسیب ACL و همچنین پارگی مجدد آن بهبود می‌بخشد [۱۱]. لذا هدف از انجام پژوهش حاضر مقایسه متغیّرهای کینماتیکی تنه و اندام تحتانی در ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی از طریق جراحی در طی حرکت مانور برشی بود.

روش شناسی

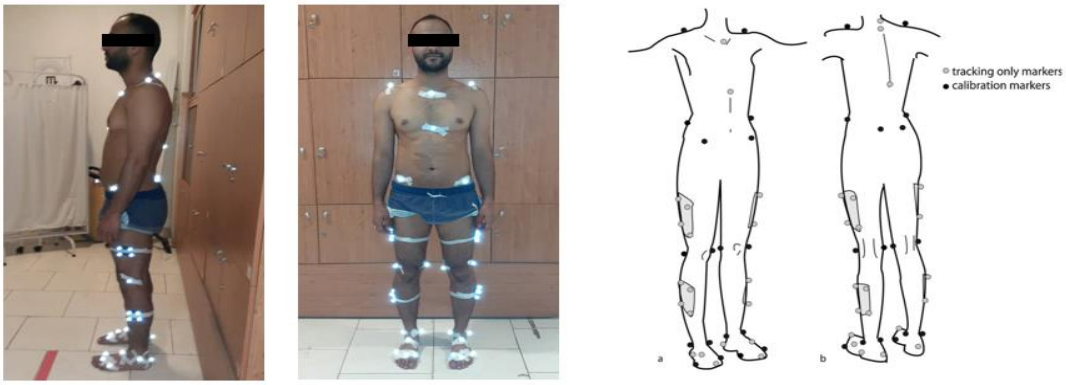
جامعه آماری پژوهش حاضر را ورزشکاران مرد سالم و دارای سابقه بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی (ACLR) تشکیل دادند. با استفاده از نرم‌افزار G-Power، در سطح معناداری α=۰/۰۵ و توان آزمون P=۰/۸، تعداد ۳۴ آزمودنی در قالب دو گروه سالم و ACLR به روش نمونه‌گیری در دسترس به عنوان نمونه آماری انتخاب شد. ۱۷ آزمودنی که دارای سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی از طریق جراحی داشتند، در گروه آزمایشی ACLR، و همچنین ۱۷ آزمودنی که از عدم هیچ‌گونه آسیب‌دیدگی اسکلتی عضلانی در تنه و اندام تحتانی برخوردار بودند، در گروه سالم قرار گرفتند.معیارهای ورود به این پژوهش در گروه ACLR، شامل: داشتن بازه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال، استفاده از آتوگرفت همسترینگ در جراحی، گذشت حداقل یک سال از سابقه جراحی، گذراندن دوره کامل توانبخشی با هدف بهبود تعادل و تقویت عضله چهار سر، افزایش چابکی، انجام مانورهای پیچیده ورزشی، بازگشت به فعالیت عادی و مشارکت فعال در امور ورزشی بود. همچنین معیارهای ورود به پژوهش در ورزشکاران سالم شامل: داشتن بازه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال، نداشتن سابقه هیچ‌گونه آسیب اسکلتی عضلانی در یک سال اخیر و یا جراحی در تنه و اندام تحتانی، به‌طوری که منجر به شلی لیگامنت مفصل مچ پا، زانو یا مفصل ران شود، بود. ملاک‌های خروج از پژوهش نیز شامل وجود آسیب در ورزشکاران شرکت‌کننده در زمان اجرای پژوهش و تمایل نداشتن افراد شرکت‌کننده به ادامه همکاری در هر زمان از اجرای پژوهش بود. لازم به ذکر است که تمامی افراد فرم رضایت‌نامه آگاهانه جهت شرکت در این پژوهش را تکمیل کردند. همچنین کلیه مراحل انجام مطالعه توسط کمیته اخلاق در مطالعات انسانی، در پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بررسی و با شناسه اخلاق IR.SSRC.REC.1399.116 مصوب گردید. در این پژوهش، ورزشکاران گروه ACLR، از نظر پای برتر و غیر برتر نسبت به ورزشکاران گروه سالم، همتا بودند. مشخصات دموگرافیک گروه (میانگین سن، قد، وزن، شاخص ترکیبات بدنی و مدت زمان بعد از آسیب) آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ذکر شده است.

جدول۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فردی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (Kg/m^2)	دوره زمانی بعد از آسیب (ماه)
سالم	۱۷	۲۴/۷۵±۲/۲۵	۷۰/۲۵±۵/۳۱	۱۷۵/۰۰±۴/۳۹	۲۴/۴۱±۱/۷۱	-------
ACLR	۱۷	۲۲±۱/۴۱	۶۹/۲۵±۱۰/۱۴	۱۷۶/۵±۳	۲۵/۵۹±۱/۵۳	۱۴/۷۵±۴/۰۳

ابتدا آزمودنی‌ها جهت آشنایی با تجهیزات بیومکانیکی ارزیابی حرکت، روش کار و اجرای صحیح آزمون، قبل از اجرای آزمون در آزمایشگاه بیومکانیک، توضیحات لازم را دریافت کردند. سپس از آن‌ها خواسته شد تا در صورت تمایل به مشارکت در پژوهش، پرسشنامه اطلاعات فردی و رضایت‌نامه آگاهانه حضور در پژوهش را تکمیل کنند.جهت تعیین شاخص‌های آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها، با استفاده از قدسنج دیجیتالی ایستاده (Inbody BSM170، ژاپن) و ترازو هوشمند شیائومی (Mi-Smart-Scale2، چین) و طول پای برتر و فاصله عرضی اپی‌کندیل‌های مفصل زانو و دو قوزک خارجی و داخلی مفصل مچ پا با استفاده از متر نواری و کولیس (Insize، چین)، اندازه‌گیری شد. هم‌چنین جهت ارزیابی شاخص ترکیبات بدنی، از دستگاه بادی کامپوزیشن (Inbody 770، ژاپن) استفاده شد. تشخیص پای غالب عملکردی ورزشکاران، با پرسش از آزمودنی‌ها و هم‌چنین تعیین پایی را که آزمودنی‌ها با آن توپ را شوت می‌زدند، در نظر گرفته شد [۱۷]. برای جلوگیری از آسیب در حین انجام حرکت مانور برشی، قبل از اجرا، برای هر آزمودنی ۵ دقیقه گرم کردن در نظر گرفته شد که شامل دویدن با سرعت ۴ متر بر ثانیه بر روی تردمیل و انجام حرکات پویا بود.

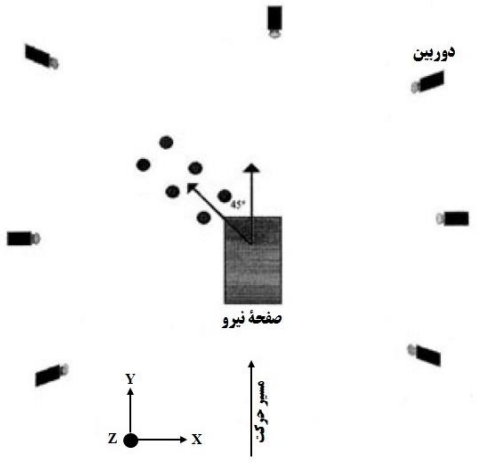
جهت جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی حرکت مانور برشی ورزشکاران، از ۸ دوربین پرسرعت تجزیه‌وتحلیل حرکتی وایکان (Vicon Motion Capture، انگلیس) استفاده شد. جمع آوری اطلاعات برای مسیر سه بعدی مارکرها به قطر ۱۴ میلی‌متر، با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز صورت گرفت [۱۲]. همچنین از سیستم مارکرگذاری که در شکل شماره ۱ نشان داده شده است، برای تنه و اندام تحتانی هر فرد استفاده شد. بر اساس مدل تعریف شده، نشانگرهای رفلکسی بر روی زائده آکرومیون دو طرف تنه، قسمت بالایی و پایینی جناغ سینه، مهره‌های هفتم گردنی و دهم پشتی، مفصل متاتارسال اول، دوم و پنجم، پشت پاشنه، قوزک خارجی و داخلی مچ پا، هم‌چنین، از چهار مارکر به‌صورت کلاستر برای سگمنت ساق و ران، اپی‌کندیل‌های داخلی و خارجی مفصل زانو، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و خار خاصره‌ای خلفی فوقانی به وسیله چسب دوطرفه نصب شد [۱۸]. چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که همه مارکرها در هر لحظه حداقل توسط دو دوربین مشاهده شوند. برای ارزیابی اطلاعات کینماتیکی سه بعدی حرکت، دوربین‌ها قبل از اجرای هر آزمودنی کالیبره شدند. مدل میله‌ای حرکات ثبت شده و نام‌گذاری مارکرها و از بین بردن فواصل بین مسیر ثبت مارکرها توسط نرم افزار نکسوس (Nexus) نسخه ۲. ۸ . ۲، ساخت کمپانی وایکان انگلیس انجام شد. سپس برای ساخت مدل سه بعدی تنه و اندام تحتانی از نرم‌افزار ویژوال تری دی (Visual3D, C-Motion Inc) استفاده شد.



شکل ۱. نمونه‌ای از مدل مارکرگذاری استفاده شده در این پژوهش

بعد از آماده سازی آزمودنی و کالیبراسیون استاتیک و داینامیک دوربین‌های ثبت آنالیز حرکتی، هر آزمودنی باید، مسیر کالیبره شده حرکت به طول ۱۰ متر را با نهایت سرعت طی می‌کرد و در محل از پیش تعیین شده روی صفحه نیروسنج کیستلر (9260AA،

Kistler، سوئیس)، که هم‌زمان‌سازی شده با دوربین‌های ثبت آنالیز ویدئویی بود، با پای برتر خود در زاویه ۴۵ درجه حرکت مانور برشی را پنج بار اجرا می‌نمود که از این میان، سه تکرار مناسب برای تحلیل‌های بعدی انتخاب شد (شکل شماره ۲). آزمونی مناسب بود که پای راست با صفحه نیروسنج تماس پیدا می‌کرد و در زاویه مشخص شده اجرا می‌شد. بین هر اجرا آزمودنی یک دقیقه استراحت می‌کرد تا از اثرات احتمالی خستگی جلوگیری شود. در این مطالعه ثبت اطلاعات لحظه برخورد به وسیله صفحه نیروسنج، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز صورت گرفت [۱۹].



شکل ۱. نمای کلی آزمایشگاه (چیدمان دوربین‌های ثبت آنالیز حرکت، صفحه نیروسنج و مسیر حرکت مانور برشی)

باتوجّه به نتایج ادبیات پیشین، برای اهداف این پژوهش تنها مرحله کاهش سرعت اولیه که از لحظه برخورد پا تا بلند شدن انگشتان (مرحله سکون) با صفحه نیروسنج بود، در نظر گرفته شد. زیرا این مرحله، مدت زمانی است که میزان شیوع آسیب‌های غیر برخوردی رباط صلیبی قدامی در آن بیش‌تر است. در این مطالعه، زوایای فلکشن سگمنت تنه، فلکشن مفصل ران، فلکشن و ولگوس مفصل زانو، نسبت چرخش تیبیا به فمور و فلکشن مچ‌پا در دو گروه ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی در مرحله سکون به‌وسیله نرم‌افزار ویژوآل تری دی بررسی شد [۱۱،۲۰]. پس از جمع‌آوری اطلاعات، ابتدا داده‌ها مورد بررسی اولیه قرار گرفت و از نظر محتوایی و نسبت به پروتکل‌های قبلی با سایر منابع چک شد تا از صحت نمونه‌برداری اطمینان حاصل شود. سپس به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر باتروث (Butterworth) پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس برش ۱۴ هرتز استفاده شد [۱۷].

برای نرمال‌سازی زمانی داده‌های کینماتیکی، از ابتدای برخورد پا با صفحه نیروسنج تا بلند شدن انگشتان (GRFz > 10N to < 10N) به عنوان مرحله سکون (Stance Phase)، به نرمال سازی زمانی ۱۰۰ نقطه‌ای درآمدند. بدین ترتیب تمامی سیکل‌های حرکتی به صد نقطه نرمال شدند در حالی‌که اولین نقطه از هر سیکل نشانگر لحظه برخورد پا (Initial foot contact)، و صدمین نقطه نشانگر بلند شدن انگشتان (Toe-off)، از روی صفحه نیروسنج بود [۱۲،۱۷].

از نرم‌افزار اس. پی. اس. اس نسخه ۲۰ جهت انجام تجزیه‌وتحلیل‌های آماری در این پژوهش استفاده شد. روش‌های آماری به‌کار رفته در این پژوهش شامل روش‌های آمار توصیفی و آمار استنباطی بود. از آمار توصیفی در مواردی از جمله محاسبه میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های آزمودنی‌ها مورد استفاده قرار گرفت. از آزمون شاپیرو ـ ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و همچنین از آزمون تی تست مستقل برای مقایسه میانگین بین دو گروه کنترل (سالم) و آزمایشی (ACLR)، در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

نتایج آزمون شاپیرو- ویلک نشان داد توزیع متغیّرهای مورد مطالعه در دو گروه سالم و ACLR طبیعی بود (P>۰/۰۵). در جدول شماره ۲ داده‌های توصیفی و استنباطی جمع‌آوری شده از اندازه‌گیری‌های زوایای مفاصل تنه و اندام تحتانی در لحظه تماس پا با صفحه نیروسنج تا بلند شدن انگشتان در ۱۰۰ درصد مرحله سکون در حین حرکت مانور برشی به تفکیک گروه نشان داده شده است. با توجّه به نتایج آزمون تی مستقل، حداکثر فلکشن مفصل زانو در گروه ACLR به‌طور معنی‌داری نسبت به گروه سالم، کاهش یافته بود (P=۰/۰۰۸) و زاویه والگوس مفصل زانو در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری بیش‌تر بود (P=۰/۰۵). همچنین نتایج حاصل از یافته‌های این پژوهش، در حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور بین دو گروه سالم و ACLR، اختلاف معنی‌داری نشان داد و با افزایش میانگین در گروه ACLR همراه بود (P=۰/۰۳۸) ولی در حداکثر زاویه فلکشن سگمنت تنه، مفصل ران و مچ پا بین دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان داده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲. نتایج آمار توصیفی و استنباطی برای پارامترهای مورد مطالعه در دو گروه

پارامترهای کینماتیکی	گروه	میانگین ± انحراف استاندارد	سطح معنی‌داری
حداکثر فلکشن تنه	سالم	۱۸/۵۳۲ ± ۷/۶۹۳	۰/۰۸
	ACLR	۱۴/۲۷۹ ± ۴/۳۶۶	
حداکثر فلکشن مفصل ران	سالم	۴۸/۱۰۹ ± ۴/۸۸۴	۰/۹۶۳
	ACLR	۴۷/۶۳۷ ± ۸/۱۵۷	
حداکثر فلکشن مفصل زانو	سالم	۴۶/۸۱۴ ± ۶/۷۸۶	۰/۰۰۸ *
	ACLR	۳۷/۴۸۳ ± ۷/۸۲۴	
حداکثر ولگوس مفصل زانو	سالم	۴/۴۱۴ ± ۱/۴۳۰	۰/۰۵ *
	ACLR	۸/۴۹۳ ± ۳/۶۷۵	
نسبت چرخش تیبیا به فمور	سالم	۹/۰۷۳ ± ۴/۴۰۲	۰/۰۳۸ *
	ACLR	۱۲/۵۳۶ ± ۷/۹۷۸	
حداکثر فلکشن مفصل مچ پا	سالم	۲۱/۰۲۲ ± ۱/۷۸۲	۰/۷۶۴
	ACLR	۲۱/۴۳۰ ± ۱/۹۱۶	

* تفاوت بین میانگین‌ها معنی‌دار است. P<۰/۰۵

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه متغیّرهای کینماتیکی تنه و اندام تحتانی در ورزشکاران سالم و بازسازی شده رباط صلیبی قدامی از طریق جراحی، در طی حرکت مانور برشی بود. نتایج مطالعه حاضر نشان از کاهش معنی‌دار حداکثر زوایه فلکشن مفصل زانو در ورزشکاران ACLR نسبت به ورزشکاران سالم بود. با توجّه به مطالعات انجام شده در بررسی ریسک فاکتورهای آسیب ACL و پارگی مجدد آن با سیستم‌های ویدئویی حرکت، نشان داده‌اند که، کاهش دامنه حرکتی و زاویه فلکشن مفصل زانو معمولاً با آسیب رباط ACL، همراه است. در این حالت عضلات چهارسررانی به اندازه‌ای نیروی برشی قدامی ایجاد می‌کنند که موجب پارگی ACL، می‌شود [۲۱]. همچنین مطالعات نشان می‌دهد، نیروی برشی قدامی به‌عنوان مهم‌ترین عامل تعیین‌کننده در میزان اعمال بار بر روی ACL، است [۱۵،۲۲]. افزایش میزان این متغیّر با کاهش فلکشن زانو رابطه معناداری دارد [۲۳].

نتایج مطالعه حاضر افزایش معنادار حداکثر زاویه ولگوس مفصل زانو در صفحه فرونتال در افراد ACLR، نسبت به افراد سالم را نشان داد. معمولاً حرکات ورزشی در چند صفحه حرکتی صورت می‌گیرد و به نظر نمی‌رسد آسیب ACL تنها در یک صفحه روی دهد. ولگوس مفصل زانو یکی از مهم‌ترین مکانیسم‌های آسیب ACL و پارگی مجدد آن می‌باشد. نتایج مطالعه حاضر در مورد ولگوس زانو با نتایج مطالعه مونت‌گومری[1] و همکاران (۲۰۱۶) همسو است. این محققین گزارش کردند که در ورزشکاران حرفه‌ای راگبی، ۸۰ درصد از مکانیسم‌های پارگی ACL، در اثر فشار ولگوس به مفصل زانو اتفاق می‌افتد. ترکیبی از حرکات ولگوس پویای زانو، چرخش در صفحه افقی و هایپر اکستنشن مفصل زانو می‌تواند منجر به بروز نیروی برشی قدامی غیر قابل تحمل در ACL شود که این امر ریسک آسیب و آسیب مجدد ACL را افزایش می‌دهد [۲۴]. همچنین این ناهنجاری بیومکانیکی می‌تواند موجب توزیع نیرویی متفاوت در سطح بالایی استخوان درشت‌نی شود که این امر، خطر بیشتر آرتروز اولیه و آسیب مجدد لیگامنت ACL را موجب خواهد شد [۲۵]. میزان ولگوس زانوی بیشتر، احتمال آسیب در اندام تحتانی را افزایش می‌دهد که این امر می‌تواند به دلیل ضعیف بودن قدرت عضلانی، به‌خصوص کاهش قدرت چرخش‌دهنده‌های خارجی ران در افراد ACLR باشد [۲۷]. ارتباط بالینی این موضوع در نقش تقویت عضلات ضعیف در ایجاد این ناهنجاری، می‌تواند در پروتکل‌های توانبخشی، از اهمیّت بالایی برخوردار باشد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که میزان نسبت چرخش تیبیا به فمور در صفحه هوریزنتال، در گروه ACLR به طور معناداری نسبت به گروه سالم بیش‌تر بود. افزایش نسبت چرخش تیبیا به فمور موجب ایجاد بارهای ولگوس در مفصل زانو می‌شود که متعاقباً این عامل باعث فشار بیش از اندازه به رباط صلیبی قدامی می‌شود. از آن جایی که آسیب‌های غیرتماسی ACL ممکن است در اثر نیرویی که موجب چرخش داخلی و خارجی تیبیا می‌شود، ایجاد شود. برهم خوردن راستای طبیعی درشت‌نی نسبت به فمور ممکن است به افزایش فشار بر رباط ACL و پارگی مجدد آن بیانجامد (۹،۲۷). هانتس[2] و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند نیروی برشی قدامی تغییر یافته در اثر کاهش فلکشن مفصل زانو در افراد ACLR، رابطه معنی‌داری با افزایش چرخش درشت‌نی نسبت به فمور دارد که این امر می‌تواند به دلیل کاهش توان عضلانی در عضلات همسترینگ و گستروکنمیوس در افراد ACLR باشد که وظیفه کنترل چرخش درشت‌نی را برعهده دارند [۲۸]. نتایج ذکر شده با مطالعه حاضر همسو بود. در تحقیق حاضر تمامی افراد از گرفت تاندونی همسترینگ جهت بازسازی رباط صلیبی قدامی استفاده کرده بودند که این نتیجه ممکن است ناشی از ضعف عضلات همسترینگ و عدم تقویت مناسب آن در این افراد در دوره‌های توانبخشی باشد.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد با وجود کاهش میانگین حداکثر زاویه تنه در گروه ACLR نسبت به گروه سالم، هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین دو گروه مورد مطالعه یافت نشد. کاهش زاویه تنه در گروه آسیب‌دیده ممکن است ناشی از عدم کنترل و ثبات عصبی عضلانی این بخش در این افراد باشد [۲۹]. مفاصل تنه و اندام تحتانی به‌عنوان یک سیستم مرتبط با هم عمل می‌کنند و از آن جایی که تغییر در یک مفصل یا اندام می‌تواند مفاصل و اندام بالا و پایین دستی خود را تحت تأثیر قرار دهد، این امر موجب می‌شود تا خط مسیر انتقال نیروها در این مفاصل تغییر یافته و باعث بارگذاری زیاد در آن شود و احتمال آسیب را افزایش دهد [۳۰]. در مطالعه هیوت[3] و همکاران (۲۰۰۹)، در بررسی کینماتیک تنه و اندام تحتانی بر روی ریسک فاکتورهای آسیب ACL و پارگی مجدد آن، گزارش شد که افراد بازسازی شده رباط صلیبی قدامی از عدم کینماتیک مطلوب تنه نسبت به افراد سالم برخوردارند. نتایج مطالعات نشان می‌دهد که کاهش فلکشن تنه در صفحه ساجیتال موجب افزایش فشار محوری می‌شود. لذا می‌توان نتیجه گرفت که کاهش زاویه سگمنت تنه در مرحله استقرار می‌تواند از الگوهای پرخطر در آسیب ACL باشد [۳۱].

1. Montgomery
2. Hantes
3. Hewett

در مطالعه حاضر میانگین میزان حداکثر فلکشن ران در لحظه برخورد پا با صفحه نیروسنج حین انجام مانور برشی در گروه ACLR نسبت به گروه سالم کمتر بود ولی از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با توجّه به یافته‌های ماری[1] و همکاران (۲۰۱۶)، با توجّه به اینکه مهارت مانور برشی در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود و کاهش زاویه فلکشن تنه هم راستا با کاهش فلکشن مفصل ران است، می‌توان نتیجه گرفت، فلکشن کمتر مفصل ران، ریسک آسیب ACL را افزایش می‌دهد. لذا این امر می‌تواند ناشی از تحلیل و ضعف عضلات قدامی ران در افراد ACLR باشد و منجر به پارگی مجدد این رباط گردد **[۳۲]**.

میانگین میزان تغییرات فلکشن مچ پا در مرحله سکون در هر دو گروه تقریباً یکسان بود و یافته‌های پژوهش هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در بین دو گروه مورد مطالعه نشان نداد. در پژوهش صاحب‌الزمانی و همکاران (۱۳۹۱) بیان شد، افزایش فلکشن مچ پا هنگام اجرای مانورهای ورزشی احتمال آسیب اندام تحتانی را کاهش می‌دهد **[۳۳]**. از طرفی کاهش دورسی‌فلکشن مچ پا با توجّه به کاهش فلکشن مفصل زانو، تأثیر بیش‌تری بر روی مفصل زانو می‌گذارد که این امر خطر آسیب ACL را افزایش می‌دهد **[۳]**. یافته‌های این پژوهش با نتایج مطالعه حاضر همسو نبود، چرا که با توجّه به افزایش ناچیز فلکشن مچ پا در گروه ACLR رابطه معناداری بین دو گروه دیده نشد.

از آن جایی که در ادبیات تحقیق، شیوع آسیب ACL و پارگی مجدد آن در زنان ورزشکار بیش‌تر بوده، برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود تا، به مقایسه ورزشکاران زن سالم و ACLR و همچنین نقش جنسیت در شناسایی ریسک فاکتورهای پارگی ACL و آسیب مجدد آن پرداخته شود.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج پژوهش حاضر نشان داد، ورزشکاران بازسازی شده رباط صلیبی قدامی نسبت به ورزشکاران سالم در حین انجام مهارت مانور برشی، دارای کینماتیک تغییر یافته‌ای در حرکات مفصل زانو می باشند که این تغییرات ممکن است ناشی از ضعف عضلات عمل‌کننده در مفاصل اندام تحتانی و همچنین عدم کنترل و ثبات عضلات بخش میانی تنه باشد. با توجّه به نتایج حاصل از این پژوهش، احتمال پارگی مجدد رباط صلیبی قدامی در ورزشکاران ACLR، در اجرای مهارت‌های پیچیده ورزشی وجود دارد، لذا پیشنهاد می‌شود که در طراحی تمرینات و دوره‌های توانبخشی پس از جراحی، به مبحث تقویت عضلات عمل‌کننده در متغیّرهای مورد مطالعه، آموزش صحیح تکنیک‌ها و حرکات پرخطا توجّه شود تا با کسب کینماتیک مطلوب در مفاصل و اندام‌ها و همچنین آگاهی ورزشکاران، خطرات ناشی از آسیب مجدد ACL، به حداقل کاهش یابد. از مهم‌ترین محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم کورسازی ورزشکاران نسبت به مطالعه بود. جهت جلب رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در مطالعه، آزمون گیرنده مجبور به شرح کامل پژوهش و هدف آن برای افراد شد. همچنین در این مطالعه تنها به ارزیابی متغیّرهای کینماتیکی تنه و اندام تحتانی پرداخته شد و به ارزیابی فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی و همچنین متغیّرهای کینتیکی پرداخته نشده است. ارزیابی فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی به خصوص عضلات چهارسررانی و همسترینگ و همچنین متغیّرهای کینتیکی مفاصل در صفحات مختلف حرکتی، احتمالاً بتواند اطلاعات بهتر و کامل‌تری در مورد رفتار پارامترها و متغیّرهای مورد ارزیابی در مفاصل اندام تحتانی به خصوص در مفصل زانو در آسیب رباط صلیبی قدامی به ما بدهد.

تشکر و قدردانی

از تمامی ورزشکاران حاضر در این مطالعه جهت همکاری با محققین این پژوهش تشکر و قدردانی می‌شود.

1. Marry

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مقاله از نوع مروری است و مستقیماً از هیچ انسانی یا حیوانی در آن استفاده نشده است.

حامی مالی

این مقاله از نوع مروری است و مستقیماً از هیچ انسان یا حیوانی در آن استفاده نشده است.

مشارکت نویسندگان

این مقاله از نوع مروری است و مستقیماً از هیچ انسانی یا حیوانی در آن استفاده نشده است.

تعارض

این مقاله از نوع مروری است و مستقیماً از هیچ انسانی یا حیوانی در آن استفاده نشده است.

Reference

1. Salem HS, Shi WJ, Tucker BS, Dodson CC, Ciccotti MG, Freedman KB, Cohen SB. Contact versus noncontact anterior cruciate ligament injuries: is mechanism of injury predictive of concomitant knee pathology?. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 2018 Jan 1;34(1):200-4. [DOI:10.1016/j.arthro.2017.07.039] [PMID]

2. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. Journal of Orthopaedic Research. 2016 Nov;34(11):1843-55. [DOI:10.1002/jor.23414] [PMID] [PMCID]

3. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. The American journal of sports medicine. 2006 Feb;34(2):299-311. [DOI:10.1177/0363546505284183] [PMID]

4. Sigward SM, Pollard CD, Havens KL, Powers CM. The influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. Medicine and science in sports and exercise. 2012 Aug;44(8):1497. [DOI:10.1249/MSS.0b013e31824e8813] [PMID] [PMCID]

5. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. The American journal of sports medicine. 1999 Nov;27(6):699-706. [DOI:10.1177/03635465990270060301] [PMID]

6. Benjaminse A, Gokeler A, Dowling AV, Faigenbaum A, Ford KR, Hewett TE, Onate JA, Otten B, Myer GD. Optimization of the anterior cruciate ligament injury prevention paradigm: novel feedback techniques to enhance motor learning and reduce injury risk. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2015 Mar;45(3):170-82. [DOI:10.2519/jospt.2015.4986] [PMID]

7. King E, Richter C, Franklyn-Miller A, Wadey R, Moran R, Strike S. Back to normal symmetry? Biomechanical variables remain more asymmetrical than normal during jump and change-of-direction testing 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2019 Apr;47(5):1175-85. [DOI:10.1177/0363546519830656] [PMID]

8. Weir G, Stillman M, van Emmerik R, Wyatt H, Jewell C, Hamill J. Differences in kinetics, kinematics and muscle activation strategies in male and female team sport athletes during unanticipated sidestepping. Journal of Science in Sport and Exercise. 2019 Aug;1(2):159-67. [DOI:10.1007/s42978-019-0019-2]

9. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. Journal of athletic training. 1999 Apr;34(2):150. [PMCID: PMC1322904] [PMID].

10. Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. Journal of science and medicine in sport. 2007 Apr 1;10(2):96-104. [DOI:10.1016/j.jsams.2006.05.015] [PMID]

11. Davis K, Williams JL, Sanford BA, Zucker-Levin A. Assessing lower extremity coordination and coordination variability in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during walking. Gait & Posture. 2019 Jan 1;67:154-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.10.010] [PMID]

12. Pollard CD, Stearns KM, Hayes AT, Heiderscheit BC. Altered lower extremity movement variability in female soccer players during side-step cutting after anterior cruciate ligament reconstruction. The American journal of sports medicine. 2015 Feb;43(2):460-5. [DOI:10.1177/0363546514560153] [PMID]

13. Shyu WC, Pittman KA, Barbhaiya RH, Morgenthien EA. The effects of age and sex on the systemic. European journal of clinical pharmacology. 1994 Aug;47(1):57-60. [DOI:10.1007/BF00193479] [PMID]

14. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000 Jun 1;23(6):573-8. [DOI:10.3928/0147-7447-20000601-15] [PMID]

15. Dutaillis B, Opar DA, Pataky T, Timmins RG, Hickey JT, Maniar N. Trunk, pelvis and lower limb coordination between anticipated and unanticipated sidestep cutting in females. Gait & Posture. 2021 Mar 1;85:131-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.12.011] [PMID]

16. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. The American journal of sports medicine. 2007 Jul;35(7):1123-30. [DOI:10.1177/0363546507301585] [PMID]

17. Weir G, van Emmerik R, Jewell C, Hamill J. Coordination and variability during anticipated and unanticipated sidestepping. Gait & posture. 2019 Jan 1;67:1-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.09.007] [PMID]

18. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. Gait & posture. 2012 Jul 1;36(3):461-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.04.006] [PMID] [PMCID]

19. Pollard CD, Heiderscheit BC, Van Emmerik RE, Hamill J. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. Journal of applied biomechanics. 2005 May 1;21(2):143-52. [DOI:10.1123/jab.21.2.143] [PMID]

20. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, Colosimo AJ, McLean SG, Van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. The American journal of sports medicine. 2005 Apr;33(4):492-501. [DOI:10.1177/0363546504269591] [PMID]

21. Lin CF, Liu H, Gros MT, Weinhold P, Garrett WE, Yu B. Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. Journal of Sport and Health Science. 2012 May 1;1(1):36-42. [DOI:10.1016/j.jshs.2012.01.001]

22. Igurðsson HB, Karlsson J, Snyder-Mackler L, Briem K. Kinematics observed during ACL injury are associated with large early peak knee abduction moments during a change of direction task in healthy adolescents. Journal of Orthopaedic Research®. 2021 Oct;39(10):2281-90. [DOI:10.1002/jor.24942] [PMID] [PMCID]

23. Dahaji AA, Amirseyfaddini M, Nikooie R. Comparison of selected knee kinematic factors during single leg landing after six weeks of multi-angled isometric exercises on knee joint flexor and extensor muscle groups. Sci J Rehabil Med. 2019;8(2):182-90. [In Persian] doi: 10.22037/jrm.2019.111456.2006.

24. Montgomery C, Blackburn J, Withers D, Tierney G, Moran C, Simms C. Mechanisms of ACL injury in professional rugby :union:: a systematic video analysis of 36 cases. British Journal of Sports Medicine. 2018 Aug 1;52(15):994-1001. doi: 10.1136/bjsports-2016-096425. [DOI:10.1136/bjsports-2016-096425] [PMID]

25. Agostinone P, Di Paolo S, Grassi A, Pinelli E, Bontempi M, Bragonzoni L, Zaffagnini S. ACL deficiency influences

medio-lateral tibial alignment and knee varus-valgus during in vivo activities. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2021 Feb;29(2):389-97. [DOI:10.1007/s00167-020-05979-6] [PMID]

26. Lawrence III RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. Clinical biomechanics. 2008 Jul 1;23(6):806-13. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009] [PMID]

27. Bonci CM. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. Journal of athletic training. 1999 Apr;34(2):155. [PMID: 16558559] [PMCID: PMC1322905].

28. Hantes ME, Tsarouhas A, Giakas G, Spiropoulos G, Sideris V, Christel P, Malizos KN. Effect of fatigue on tibial rotation after single-and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A 3-dimensional kinematic and kinetic matched-group analysis. The American journal of sports medicine. 2012 Sep;40(9):2045-51. [DOI:10.1177/0363546512454413] [PMID]

29. Markström JL, Tengman E, Häger CK. ACL-reconstructed and ACL-deficient individuals show differentiated trunk, hip, and knee kinematics during vertical hops more than 20 years post-injury. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2018 Feb;26(2):358-67. [DOI:10.1007/s00167-017-4528-4] [PMID] [PMCID]

30. J. Sinclair and L. Bottoms, "Gender specific ACL loading patterns during the fencing lunge: Implications for ACL injury risk," Sci. Sports, vol. 34, no. 1, pp. e31-e35, 2019. [DOI:10.1016/j.scispo.2018.05.005]

31. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. British journal of sports medicine. 2009 Jun 1;43(6):417-22. [DOI:10.1136/bjsm.2009.059162] [PMID] [PMCID]

32. Leppänen M, Pasanen K, Krosshaug T, Kannus P, Vasankari T, Parkkari J. Landing with less hip flexion is associated with increased risk of acl injuries in young female team sports players. British Journal of Sports Medicine. 2017 Feb 1;51(4):350-. [DOI:10.1136/bjsports-2016-097372.169]

33. M. Sahebzamani, M; Sedaghat. Fatigue effect of dynamic postural control, especially football soccer players with functional ankle instability. Sport Med Stu. 2012 sep 22;12:97-114. [In Persian] https://civilica.com/doc/793397/.

34. Wahlstedt C, Rasmussen-Barr E. Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2015 Nov;23(11):3202-7. [DOI:10.1007/s00167-014-3123-1] [PMID]