

Research Paper



Examining the Biomechanical Effects of Lower Limb Parameters During Change of Direction While Running in Young Male Athletes ACL After Reconstruction Using Allograft, Patellar Autograft, and Hamstring Autograft

*Danial Kordi¹ , Mehdi Khaleghi Tazji¹ , Ali Abasi¹

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



Citation Kordi D, Khaleghi Tazji M, Abasi A. [Examining the Biomechanical Effects of Lower Limb Parameters During Change of Direction While Running in Young Male Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Allograft, Patellar Autograft, and Hamstring Autograft (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(2):262-277. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3312>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3312>

ABSTRACT

Background and Aims Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction in young male athletes is typically performed using various methods, including hamstring tendon autograft (HT), patellar tendon autograft (PT), or allograft (QT). However, no consensus exists on the optimal graft choice for ACL reconstruction. This study aimed to compare the lower limb biomechanics in young male athletes following ACL reconstruction using allograft, patellar tendon autograft, and HT.

Methods This study compared the biomechanics of directional changes in young athletes with unilateral ACL reconstruction using HT (n=6), PT (n=6), and QT (n=6). The participants were in the active rehabilitation phase and performed change-of-direction movements (side-step change of direction, forward change of direction, and running with directional change). Biomechanical assessments were conducted using a three-dimensional motion analysis system with eight cameras (Vicon, Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) and two analog force plates (AMTI OR6-5, Advanced Medical Terminology, Watertown Inc, MA, USA). Data were analyzed using multivariate analysis of covariance (MANCOVA), which was employed to evaluate intergroup differences in SPSS software, version 26 at a significance level of 0.05.

Results MANCOVA revealed a significant difference in vertical ground reaction force (GRF) between the HT, PT, and QT groups ($P=0.021$), independent of movement direction ($P=0.984$). Other force variables, such as internal-external and anterior-posterior GRF, loading rate, and hip and knee flexion/extension torques, showed no significant differences between groups or group-direction interactions ($P>0.05$). However, adduction/abduction and internal/external rotation torques of the hip and knee demonstrated significant dependence on movement direction ($P<0.001$ and $P=0.032$). Additionally, hip and knee adduction/abduction and internal/external rotation angles exhibited significant intergroup and directional interactions ($P=0.001$ and $P=0.002$ for the hip and $P=0.001$ for the knee). In contrast, no significant differences were observed in other angles, such as knee flexion/extension and internal/external rotation, across groups or movement directions.

Conclusion Overall, the findings indicate reduced knee and hip loading in adolescents following ACL reconstruction. Moreover, athletes with PT or QT grafts experienced greater deficits in knee and hip performance during rehabilitation than with HT grafts. Therefore, graft choice in ACL reconstruction should be tailored to the individual conditions of athletes and planned to optimize movement biomechanics, minimize the risk of graft re-rupture, and reduce complications at the donor site.

Keywords Anterior cruciate ligament reconstruction, Biomechanical parameters, Lower limb biomechanics, Running

Received: 17 Dec 2024

Accepted: 17 Feb 2025

Available Online: 22 May 2025

* Corresponding Author:

Danial Kordi

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

Tel: +98 (919) 09192095497

E-Mail: dash48@yahoo.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are among the most common and debilitating injuries in young male athletes, particularly in high-impact sports such as basketball. The ACL plays a crucial role in stabilizing the knee joint by preventing excessive anterior translation and rotational movements of the tibia relative to the femur. A torn ACL can lead to pain, instability, and functional deficits, significantly hindering an athlete's ability to return to competitive play. ACL reconstruction is the preferred treatment for individuals seeking to restore full knee function and resume sports activities. Three primary graft options for ACL reconstruction include the hamstring tendon autograft (HT), the patellar tendon autograft (PT), and the allograft (donor tissue). The graft choice depends on several factors, including the patient's age, activity level, rehabilitation goals, and surgeon preference. While the PT autograft offers high tensile strength and superior stability, it is associated with anterior knee pain and an increased risk of patellar tendinitis.

The HT autograft provides excellent biomechanical properties with lower donor-site morbidity but may lead to hamstring weakness. The allograft, derived from cadaveric tissue, eliminates donor-site complications but has a higher risk of graft failure due to slower biological incorporation. Despite these considerations, there is no consensus on the optimal graft choice, particularly regarding lower limb biomechanics and functional performance during dynamic sports movements. This study addresses this gap by comparing the lower limb biomechanics of young male basketball players undergoing ACL reconstruction with different graft types. Specifically, it examines how ACL reconstruction influences movement patterns during running and change-of-direction maneuvers, critical components of basketball performance. By analyzing key biomechanical variables, including ground reaction forces, joint torques, and movement angles, this study provides insights into the optimal graft choice for maximizing functional recovery and minimizing re-injury risk.

Methods

This cross-sectional study compared the biomechanics of directional changes in young basketball athletes (aged 18–35 years) who had undergone unilateral ACL reconstruction using (HT, 6 participants), (PT, 6 participants), and allograft (QT, 6 participants). All participants were in the active phase of functional rehabilitation and

performed directional change movements while running, including side-step change of direction, forward change of direction, and running with directional change. Biomechanical assessments were conducted using an advanced 3D motion analysis system with eight high-speed cameras (Vicon, Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) and two analog force plates (AMTI OR6-5, Advanced Medical Terminology, Inc., Watertown, MA, USA), allowing precise measurement of joint angles, ground reaction forces (GRF), and loading rates during movement execution. The primary biomechanical variables analyzed included ground reaction forces in vertical, internal-external, and anterior-posterior components; joint torques in hip and knee flexion/extension, adduction/abduction, and internal/external rotation; and joint angles in the same movement planes. A multivariate analysis of covariance (MANCOVA) was used to determine significant differences between the three graft groups while controlling for potential confounders, with a significance level of $P < 0.05$ established to determine statistical significance.

Results

The results of the MANCOVA revealed significant differences in several key biomechanical parameters among the three groups. A significant difference in vertical ground reaction force (GRF) was observed between the HT, PT, and QT groups ($P=0.021$). In contrast, no significant differences were found in GRF components related to movement direction ($P=0.984$) or in internal-external and anterior-posterior GRF and loading rates ($P>0.05$). Regarding joint torques, adduction/abduction, and internal/external rotation torque at both the hip and knee joints were significantly influenced by movement direction ($P<0.001$ and $P=0.032$, respectively). In contrast, no significant intergroup differences were observed in hip and knee flexion/extension torques ($P>0.05$). Regarding joint angles, significant intergroup and movement direction interactions were found in hip and knee adduction/abduction and internal/external rotation angles ($P=0.001$ and $P=0.002$ for the hip; $P=0.001$ for the knee), but no significant differences were noted in knee flexion/extension and internal/external rotation angles between groups or movement directions ($P>0.05$). These findings suggest that graft type has a measurable impact on biomechanical performance during high-intensity movements. Notably, PT and QT graft recipients exhibited greater deficits in knee and hip performance than HT graft recipients, indicating potential biomechanical disadvantages associated with these graft choices.

Conclusion

The findings of this study highlight the complex biomechanical adaptations that occur following ACL reconstruction, with differences in GRF and joint torques suggesting that graft type influences mechanical loading patterns during sports-specific movements. The higher vertical GRF observed in certain groups may indicate altered neuromuscular control or compensatory strategies to protect the reconstructed knee. The significant dependence of hip and knee torques on movement direction suggests that athletes may experience varying degrees of mechanical stress based on their cutting and directional movement patterns, emphasizing the need for targeted rehabilitation programs that account for directional biomechanics. The deficits in knee and hip performance observed in PT and QT graft recipients may result from factors such as graft harvesting techniques, muscle imbalances, and altered proprioception, as PT autografts are known to cause anterior knee pain and quadriceps weakness, while allografts may exhibit delayed biological incorporation, leading to functional deficits during early rehabilitation.

This study provides valuable insights into the biomechanical outcomes of ACL reconstruction using different graft types, indicating that HT grafts may offer superior biomechanical advantages compared to PT and QT grafts, particularly regarding knee and hip performance during dynamic movements. Given the importance of optimal movement biomechanics for injury prevention and sports performance, these findings underscore the need for individualized graft selection based on an athlete's specific needs and functional demands. Future research should explore long-term functional outcomes and re-injury rates associated with graft choices. Incorporating neuromuscular training programs tailored to the observed biomechanical deficits may help optimize rehabilitation and enhance return-to-sport outcomes. Ultimately, ACL reconstruction is not a one-size-fits-all procedure, and careful consideration should be given to graft selection to minimize complications, reduce re-rupture risks, and promote long-term athletic success.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of [Kharazmi University](#), Tehran, Iran. All ethical principles were considered in this article.

Funding

This article was extracted from the thesis of Danial Kordi, Tehran, Iran at the Department of Sports Biomechanics, [Kharazmi University](#), Tehran, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants for their cooperation in this study.



مقاله پژوهشی

بررسی اثر پارامترهای بیومکانیکی اندام تحتانی در حین تغییر جهت هنگام دویدن در ورزشکاران مرد جوان پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی به روش‌های آلوگرفت، اتوگرفت پاتلا و اتوگرفت همسترینگ

*دانیال کردی^۱، مهدی خالقی تازجی^۱، علی عباسی^۱

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

Use your device to scan and read the article online



Citation Kordi D, Khaleghi Tazji M, Abasi A. [Examining the Biomechanical Effects of Lower Limb Parameters During Change of Direction While Running in Young Male Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Allograft, Patellar Autograft, and Hamstring Autograft (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(2):262-277. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3312>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3312>

چکیده

مقدمه و اهداف بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL) در ورزشکاران مرد جوان معمولاً با استفاده از روش‌های مختلفی، از جمله اتوگرفت تاندون همسترینگ، اتوگرفت پاتلا یا آلوگرفت انجام می‌شود. با این حال شاخص‌های بیومکانیکی در انتخاب روش جراحی مؤثرند، ولی هنوز در مورد بهترین روش برای بازسازی این رباط براساس این شاخص‌ها توافقی وجود ندارد. این مطالعه با هدف مقایسه بیومکانیک اندام تحتانی در ورزشکاران مرد جوان پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی به ۳ روش آلوگرفت، اتوگرفت پاتلا و اتوگرفت همسترینگ انجام شده است.

مواد و روش‌ها این مطالعه مقطعی به مقایسه بیومکانیک تغییر جهت در ورزشکاران بسکتبال (با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال) پرداخته است که تحت بازسازی یک‌طرفه با استفاده از اتوگرفت همسترینگ (۶ نفر)، اتوگرفت پاتلا (۶ نفر) و آلوگرفت (۶ نفر) قرار گرفته‌اند. شرکت‌کنندگان در مرحله فعال توان‌بخشی عملکردی بودند و حرکات تغییر جهت هنگام دویدن (تغییر جهت به کنار، تغییر جهت همراه با دویدن و تغییر جهت از جلو) را انجام دادند. این مطالعه شامل ۳ گروه با ۶ نفر در هر گروه است. ارزیابی‌های بیومکانیکی با استفاده از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی با هشت دوربین (Vicon، شرکت Vicon Motion Systems Ltd، آکسفورد، بریتانیا) و ۲ صفحه نیروی آنالوگ (AMTI OR6-5، Advanced Medical Terminology، Inc)، واتر تاون، MA، ایالات متحده) انجام شد. داده‌ها با استفاده از تحلیل کوواریانس چندمتغیره (مانکوا) برای بررسی تفاوت‌های بین گروه‌ها با سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شدند.

یافته‌ها تحلیل کوواریانس چندمتغیره (مانکوا) نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین گروه اتوگرفت همسترینگ، در مقایسه با گروه‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت تفاوت معنی‌داری داشت ($P=0/021$) و این تفاوت مستقل از جهت حرکت بود ($P=0/984$). در سایر متغیرهای نیرویی، مانند نیروی داخلی خارجی و قدامی خلفی، نرخ بارگذاری و گشتاورهای فلکسوری / اکستنسوری هیپ و زانو، تفاوت معناداری بین گروه‌ها یا تعامل گروه و جهت مشاهده نشد ($P>0/05$). با این حال، گشتاورهای ادداکشن / ایداکشن و چرخش داخلی / خارجی هیپ و زانو وابستگی معناداری به تمامی جهت‌های حرکتی (جهت به کنار، تغییر جهت همراه با دویدن و تغییر جهت از جلو) مطالعه نشان دادند ($P<0/001$ و $P=0/032$). همچنین، زاویه‌های ادداکشن / ایداکشن و چرخش داخلی / خارجی هیپ و زانو در تعامل گروه و جهت تفاوت معنی‌داری داشتند ($P=0/001$ و $P=0/002$ برای هیپ و $P=0/001$ برای زانو)، در حالی که در سایر زوایا، همچون فلکشن / اکستنشن و چرخش داخلی / خارجی زانو، تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها و جهت‌های مختلف مشاهده نشد.

تاریخ دریافت: ۲۷ آذر ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۲۹ بهمن ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۰۱ خرداد ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دانیال کردی

نشانی: تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی.

تلفن: ۰۲۰۹۵۴۹۷ (۹۱۹) ۹۸+

رایانامه: dash48@yahoo.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

نتیجه گیری: نتایج کلی نشان می‌دهند در جوانان بازسازی ACL با بازسازی رباط صلیبی قدامی، بازگذاری زانو و هیپ کاهش یافته است. همچنین ورزشکارانی که از گرفت‌های اتوگرفت پاتلا یا آلوگرفت استفاده کرده‌اند، در مقایسه با کسانی که از اتوگرفت همسترینگ بهره برده‌اند، در طول دوران توان‌بخشی مشکلات بیشتری در عملکرد زانو و هیپ خود تجربه کردند. بنابراین انتخاب نوع گرفت برای بازسازی ACL باید براساس شرایط فردی هر ورزشکار انجام شود و به‌گونه‌ای برنامه‌ریزی شود که بهینه‌ترین بیومکانیک حرکتی، کاهش خطر پارگی مجدد گرفت و حداقل‌سازی عوارض در ناحیه اهداکننده مدنظر قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: بازسازی لیگامان صلیبی قدامی، پارامترهای بیومکانیکی، بیومکانیک اندام تحتانی، دپیدن

مقدمه و اهداف

و پرتحرک، اکنون به‌عنوان نظریه اصلی در آسیب‌های غیر تماسی رباط صلیبی قدامی مطرح شده است [۹-۱۲]. بررسی تأثیر برداشت گرفت‌های مختلف بر عملکرد حرکتی و بیومکانیک دپیدن و تغییر جهت ضروری است.

ارزیابی‌های تحلیل حرکتی در تحقیقات به‌طور فزاینده‌ای رایج شده‌اند و به‌عنوان ابزاری مؤثر در تصمیم‌گیری برای بازگشت به ورزش در عمل بالینی، به‌ویژه در ورزشکارانی که جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی را انجام داده‌اند، مورد استفاده قرار می‌گیرند [۹]. به‌ویژه، ارزیابی بیومکانیکی وظیفه تغییر جهت در ورزشکاران پس از بازسازی جراحی اهمیت زیادی دارد، چراکه امکان بررسی تقارن حرکت، مکانیک تغییر جهت و والگوس دینامیک اندام تحتانی را فراهم می‌کند [۱۰، ۱۲]. در این زمینه، بیومکانیک تغییر جهت، شامل تحلیل الگوهای فلکشن مفصل و جذب ضربه فعال در مفصل اندام تحتانی، نه‌تنها با خطر آسیب مجدد ACLR مرتبط است [۱۰، ۱۱]، بلکه در پیشرفت آرتروز زانو پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی نیز نقش دارد [۱۳]. تغییرات در مکانیک تغییر جهت می‌تواند بر خطر آسیب‌های بیشتر و عملکرد بلندمدت ورزشکاران تأثیرگذار باشد، به‌ویژه زمانی که این تغییرات به‌درستی مدیریت نشوند.

علاوه‌براین اجزای والگوس دینامیک اندام تحتانی که به خطر بالاتر آسیب ACLR کمک می‌کنند [۹، ۱۰]، مانند افزایش فلکشن ران، چرخش داخلی ران و بازشدگی زانو، به‌ویژه در ورزشکاران زن، پس از جراحی ACLR مشاهده شده‌اند [۱۴]. این مباحث بیومکانیکی در تحلیل تأثیر پارامترهای مختلف بیومکانیکی اندام تحتانی هنگام تغییر جهت در ورزشکاران مرد جوان پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی به روش‌های مختلف گرفت، از جمله آلوگرفت، اتوگرفت پاتلا و اتوگرفت همسترینگ نیز اهمیت دارند. بررسی این تغییرات در مکانیک تغییر جهت، به‌ویژه در رابطه با نوع گرفت مورد استفاده، می‌تواند به‌طور قابل توجهی در کاهش خطر آسیب مجدد و بهبود عملکرد ورزشکاران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی تأثیرگذار باشد.

درد جلوی زانو که به‌ویژه پس از برداشت گرفت پاتلا مشاهده می‌شود، ممکن است به استراتژی‌های اجتناب از زانو و کاهش کنترل اکسانتریک عضلات ران منجر شود. این وضعیت می‌تواند باعث تغییر در استراتژی‌های حرکتی ورزشکاران و به‌ویژه کاهش

آسیب‌های رباط صلیبی قدامی^۱ (ACL) در جوان به طور فزاینده‌ای رایج شده‌اند و هر سال ۲.۳ درصد در میان جوانان ۶ تا ۱۸ سال افزایش یافته‌اند [۱]. بازسازی جراحی^۲ (ACLR) آسیب‌های رباط صلیبی قدامی روش درمانی ترجیحی برای بازگشت ورزشکاران جوان به سطح فعالیت قبلی‌شان است. به‌طوری که تخمین زده می‌شود سالانه ۶۰۰۰ تا ۱۷۵۰۰ مورد بازسازی آسیب‌های رباط صلیبی قدامی در ایالات متحده انجام می‌شود [۲، ۳]. علی‌رغم موفقیت کلی در بازسازی رباط صلیبی قدامی، ورزشکاران جوان پس از این جراحی با خطر بیشتری برای آسیب مجدد در زانوی بازسازی‌شده یا زانوی مقابل مواجه هستند [۴] و همچنین خطر ابتلا به آرتروز زودرس در زانوی بازسازی‌شده افزایش می‌یابد [۵].

انتخاب گرفت در فرایند جراحی و توان‌بخشی بازسازی رباط صلیبی قدامی نقش مهمی ایفا می‌کند. بافت اتوگرفت (گرفت از بدن خود ورزشکاران) به دلیل نرخ بالاتر پارگی مجدد در مقابل بازسازی با آلوگرفت (گرفت از بدن فرد دیگر) به گزینه اصلی برای ورزشکاران جوان و فعال تبدیل شده است [۶]. درحالی که توافقی درمورد انتخاب بهینه گرفت وجود ندارد و عوامل خاص هر ورزشکاران در این تصمیم‌گیری تأثیرگذارند. اتو گرفت همسترینگ، اتو گرفت پاتلا رایج‌ترین اتوگرفت‌ها بوده‌اند و اخیراً آلوگرفت نیز محبوبیت بیشتری پیدا کرده است [۷].

اگرچه بیومکانیک ضعیف، مهم‌ترین عامل در ایجاد خطر با تغییر در بیومکانیک برای آسیب اولیه و ثانویه رباط صلیبی قدامی است [۸]. اطلاعات کمی درمورد تأثیر انتخاب و برداشت گرفت بر پروفایل بیومکانیکی ورزشکاران در طول دوره توان‌بخشی موجود است. در این متن، تمرکز بر بیومکانیک مرتبط با وظایف حرکتی خاص مانند دپیدن، پریدن و تغییر جهت است که به‌طور مستقیم با آسیب‌های غیر تماسی رباط صلیبی قدامی در ارتباط هستند.

علاوه‌براین بازیابی ناکافی قدرت و بیومکانیک مناسب پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌تواند به افزایش خطر آرتروز زانو در آینده، احتمال بیشتر آسیب مجدد و آسیب جدید منجر شود. از آنجاکه بیومکانیک غیر بهینه، به‌ویژه در حرکات دینامیک

1. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
2. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACLR)

توانایی در کنترل حرکات دینامیک زانو و ران و منجر به یک وضعیت عمودی‌تر در طول تغییر جهت و سایر وظایف حرکتی شود. به علاوه، ضعف موقت عضلات چهارسر ران پس از برداشت گرفت‌های همسترینگ ممکن است به افزایش وابستگی به این عضلات و در نتیجه به افزایش والگوس دینامیک زانو منجر شود [۱۵]. این تغییرات در مکانیک اندام تحتانی به‌ویژه در تغییر جهت هنگام دویدن، می‌تواند خطر آسیب‌های بیشتر به رباط صلیبی قدامی را در پی داشته باشد و عملکرد کلی ورزشکار را تحت تأثیر قرار دهد. بنابراین بررسی تأثیر نوع گرفت (آلوگرفت، اتوگرفت پاتلا و اتوگرفت همسترینگ) بر بیومکانیک تغییر جهت در ورزشکاران پس از جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی و ارتباط آن با افزایش یا کاهش خطر آسیب مجدد و بهبود عملکرد، موضوعی حیاتی در تحقیقات بیومکانیکی است.

این مطالعه با هدف بررسی و مقایسه بیومکانیک تغییر جهت در ۳ نوع حرکت مشخص (تغییر جهت به سمت کنار، تغییر جهت همراه با دویدن، و تغییر جهت از جلو) در میان ورزشکاران جوانی که تحت بازسازی رباط صلیبی قدامی با روش‌های مختلف پیوند قرار گرفته‌اند، انجام می‌شود. روش‌های موردبررسی شامل اتوگرفت همسترینگ، اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت هستند.

این پژوهش به دنبال پر کردن شکاف دانشی موجود در زمینه تأثیر تکنیک‌های مختلف بازسازی رباط صلیبی قدامی بر الگوهای بیومکانیکی حرکت است. شاخص‌های کلیدی مورد ارزیابی شامل میزان فلکشن زانو، والگوس دینامیک و تقارن حرکتی بین دو پا هستند که نقش مهمی در سنجش اثربخشی جراحی و پیشگیری از آسیب‌های مجدد ایفا می‌کنند.

این شاخص‌ها امکان تحلیل استراتژی‌های حرکتی اتخاذشده توسط ورزشکاران را فراهم می‌کنند، از جمله بررسی اینکه آیا برای کاهش فشار بر زانوی بازسازی‌شده از استراتژی اجتناب استفاده می‌شود یا خیر. فرضیه اصلی این است که روش بازسازی با آلوگرفت، به دلیل ویژگی‌های مکانیکی خاص خود، منجر به عملکرد بهتری در تغییر جهت خواهد شد، از جمله افزایش فلکشن زانو و کاهش والگوس دینامیک. یافته‌های این مطالعه می‌توانند به بهینه‌سازی فرایند توان‌بخشی و تسهیل بازگشت ایمن ورزشکاران به فعالیت‌های ورزشی کمک کنند.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه گذشته‌نگر و مقطعی ورزشکاران جوان ۱۸ تا ۳۵ ساله که تحت جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی یک‌طرفه قرار گرفته بودند وارد مطالعه شدند. براساس داده‌های مطالعات قبلی که کینماتیک اندام تحتانی در مکانیک پرش فرود را بررسی کرده‌اند [۱۵]، با فرض $\alpha = 0.05$ و $\beta = 0.90$ ، باتوجه به اختلاف مقدار گشتاور و کینماتیک زانو و با کمک نرم‌افزار جی‌پاور تعداد نفرات برای هر گروه ۶ نفر برآورد شد.

درمجموع ۱۸ ورزشکار جوان (در ۳ گروه) باتوجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. شرکت‌کنندگان براساس نوع گرفت به ۳ گروه تقسیم شدند: در گروه اتوگرفت همسترینگ (۶ نفر) میانگین سن ۲۴/۶ (۳/۴) سال، قد ۱۸۲/۰ (۴/۸) سانتی‌متر، وزن ۷۷/۵ (۸/۸) کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۲۳/۳ (۱/۷) کیلوگرم بر مترمربع بود. در گروه اتوگرفت پاتلا (۶ نفر) میانگین سن ۲۴/۵ (۳/۷) سال، قد ۱۸۳/۵ (۴/۸) سانتی‌متر، وزن ۷۹/۵ (۱۱/۷) کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۳/۵ (۲/۷) کیلوگرم بر مترمربع ثبت شد. در گروه آلوگرفت (۶ نفر) میانگین سن ۲۴/۸ (۳/۱) سال، قد ۱۸۴/۸ (۲/۹) سانتی‌متر، وزن ۸۴/۱ (۱۰/۳) کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۲۴/۶ (۳/۰) کیلوگرم بر مترمربع بود. نتایج نشان داد تفاوت معناداری بین گروه‌ها در این متغیرها وجود نداشت ($P > 0.05$).

معیارهای ورود به مطالعه برای گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی

ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی یک‌طرفه که در مرحله فعال توان‌بخشی عملکردی قرار داشتند. این نوع توان‌بخشی بر بازگشت تدریجی به فعالیت‌های حرکتی پیشرفته، بهبود قدرت عضلانی، افزایش پایداری زانو و تمرینات هدفمند برای آماده‌سازی جهت بازگشت به ورزش متمرکز است.

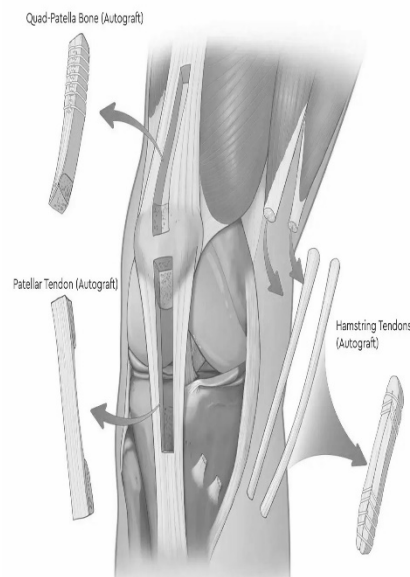
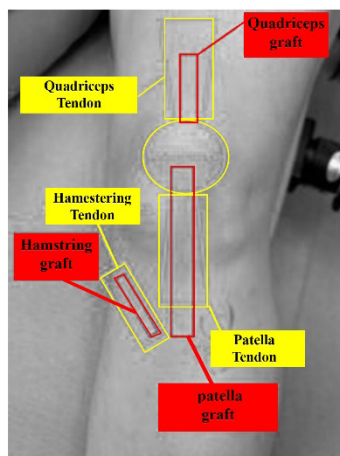
معیارهای خروج از مطالعه

۱. سابقه آسیب یا جراحی جدی دیگر در اندام تحتانی در ۵ سال گذشته، ۲. سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی قبلی، ۳. فاصله کمتر از ۴ ماه یا بیشتر از ۱۲ ماه از تاریخ جراحی، ۴. عدم توانایی در تکمیل وظایف، ۵. داده‌های تحلیل حرکتی ناقص [۱۵].

رضایت‌نامه‌های آگاهانه از شرکت‌کنندگان طبق پروتکل‌های تأییدشده توسط هیئت بازنگری نهادی ما^۳ دریافت شد. به برخی از داده‌های ورزشکاران در زمینه بازسازی رباط صلیبی قدامی به‌طور گذشته‌نگر با استناد به معافیت رضایت‌نامه که توسط هیئت بازنگری نهادی ما صادر شده بود، دسترسی پیدا شد.

گرفت و تکنیک جراحی

درمورد برداشت گرفت و جزئیات جراحی، تمام بازسازی‌های رباط صلیبی قدامی توسط ۲ جراح ارتوپدی با تخصص در پزشکی ورزشی انجام شده بود (تصویر شماره ۱). اتوگرفت همسترینگ از طریق یک برش قدامی میانی در محل ورود به تیبیا برداشت شد و با یک دستگاه معلق قشری بر روی فمور و با یک پیچ مداخله‌ای بیوجذب لنگر ۴/۵ میلی‌متری PEEK بر روی تیبیا ثابت می‌شود. اتوگرفت پاتلا از طریق یک برش قدامی استاندارد مستقیماً



تصویر ۱. نمای اتوگرفت همسترینگ و پاتلا و الوگرفت

طبتوانبخش

فرکانس ۲۴۰۰ هرتز (AMTI OR6-5، Advanced Medical Terminology، Inc.، واتر تاون، MA، ایالات متحده) ضبط شد. یک بیومکانیست باتجربه نشانگرهایی را بر روی لگن و اندام‌های تحتانی شرکت کننده قرار داد.

مطابق با مجموعه نشانگر اصلاح شده Plug-in-Gait (تصویر شماره ۲) [۱۶] در این پروتکل، به جای استفاده از استیک ران^۴، نشانگری بر روی کشکک زانو^۵ قرار داده شد [۱۷]. همچنین به جای استیک تیبیا^۶، از یک نشانگر روی برجستگی پروکسیمال استخوان تیبیا^۷ استفاده شد [۱۸، ۱۹]. محور زانو با استفاده از دستگاه‌های تنظیم‌کننده زانو^۸ تعیین شد. این دستگاه‌ها با ایجاد نشانگرهای مجازی^۹، محور خم شدن زانو^{۱۰} را براساس هم‌راستایی بصری محورهای آناتومیکی توسط ارزیاب تعریف کردند [۲۰]. علاوه بر این محور میچ پا^{۱۱} با استفاده از نشانگرهای قرار گرفته بر روی مالتوس داخلی و خارجی^{۱۲} مشخص شد [۲۱].

مسیرهای نشانگر با استفاده از فیلتر ولترینگ با میانگین خطای مربعی ۱۰ میلی‌متر مربع فیلتر شدند و داده‌های صفحه نیرو با استفاده از فیلتر باتروورث ۱۶ هرتز فیلتر شدند. کینماتیک و کینتیک با استفاده از نرم‌افزار متلب (R2021b) محاسبه شدند. اندازه‌گیری‌های کینماتیکی و کینتیکی در طول لحظه اولیه

از روی پاتلا برداشت می‌شود که شامل بلوک‌های استخوانی ۹ تا ۲۰×۱۰ میلی‌متری در هر دو طرف است، انجام شده بود. گرفت‌های اتوگرفت پاتلا با استفاده از یک دستگاه معلق قشری بر روی فمور ثابت شده بود و ثابت‌سازی بر روی تیبیا با استفاده از یک پیچ مداخله‌ای بیوجذب یا تیتانیومی انجام شده بود.

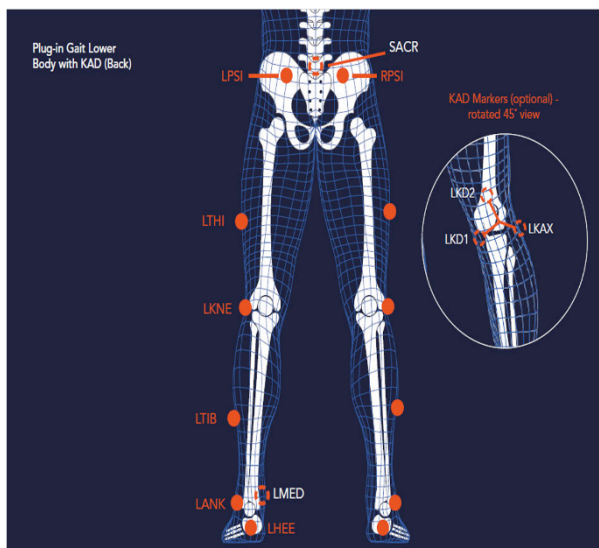
آلوگرفت به‌عنوان گرفت تمام بافت نرم از طریق یک برش ۲ سانتی‌متری بر روی ران پایین برداشت می‌شود و اندازه آن‌ها از ۸/۵ تا ۱۰ میلی‌متر در قطر و ۶۰ تا ۸۰ میلی‌متر در طول متغیر است (بسته به نحوه ثابت‌سازی تیبیا). ثابت‌سازی فمور با استفاده از یک دستگاه معلق قشری انجام شده بود. ثابت‌سازی تیبیا با استفاده از یک دستگاه معلق قشری یا یک پیچ مداخله‌ای بیوجذب انجام شده بود.

پروتکل آزمایش

از تمام شرکت‌کنندگان خواسته شد که بگویند در چه ورزش‌هایی در حال حاضر شرکت می‌کنند، یا قبل از آسیب (فقط برای گروه‌های بازسازی ACL) در چه ورزش‌هایی فعالیت داشتند و برنامه‌ریزی برای بازگشت به چه رشته ورزشی در فصل بعد دارند؛ اگر فقط یک ورزش گزارش شده بود، شرکت‌کننده به‌عنوان ورزشکار تک‌ورزشی طبقه‌بندی می‌شد و اگر بیش از یک ورزش گزارش شده بود، مشارکت چندورزشی ثبت می‌شد.

داده‌های تحلیل حرکت سه‌بعدی اندام تحتانی در حین حرکات تغییر جهت (تغییر جهت به کنار، تغییر جهت همراه با دویدن و تغییر جهت از جلو) با استفاده از یک سیستم ضبط حرکت با ۸ دوربین در فرکانس ۱۲۰ هرتز (Vicon، شرکت Vicon Motion Systems Ltd، آکسفورد، بریتانیا) و ۲ صفحه نیروی آنالوگ در

4. Thigh wand
5. Patella marker
6. Tibia wand
7. Proximal tibial crest marker
8. Knee alignment devices
9. Virtual markers
10. Knee flexion axis
11. Ankle joint axis
12. Medial and lateral malleoli



تصویر ۲. مدل مارکرگذاری و دستگاه‌های تنظیم‌کننده زانو

طب توانبخش

تمام داده‌ها به‌منظور مقایسه بین شرکت‌کنندگان نرمال‌سازی شدند [۲۲]. برای این منظور از نرمال‌سازی غیربعدي استفاده شد تا تفاوت‌های اندازه بین شرکت‌کنندگان کاهش یابد [۲۳]. نرمال‌سازی غیربعدي به‌طور مؤثري اثرات اندازه مانند جرم، طول و زمان را در نظر گرفته و به یک اندازه‌گیری بدون واحد منتهی می‌شود.

تحلیل آماری

برای تحلیل آماری، شرکت‌کنندگان براساس نوع گرفت به ۳ گروه اتوگرفت همسترینگ، اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت تقسیم شدند. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی و متغیرهای درون‌گروهی و بین‌گروهی شرکت‌کنندگان با آزمون تی بررسی شد. نتایج کینماتیکی و کینتیکی تنها در پای آسیب‌دیده و با استفاده از تحلیل کوواریانس چندمتغیره^{۱۳} ارزیابی شدند که در آن گروه به‌عنوان عامل بین‌موضوعی و سمت آسیب‌دیده (عملیاتی در مقابل غیرعملیاتی) به‌عنوان عامل درون‌موضوعی در نظر گرفته شد. اثر تعامل گروه × سمت نیز مورد بررسی قرار گرفت. برای متغیرهایی که اثر معنادار نشان دادند، آزمون‌های تی پس‌کاو با اصلاح بونفرونی برای مقایسه جفت‌های گروه‌ها انجام شد. تمام تحلیل‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ با سطح معناداری ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌ها

داده‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان در مطالعه در جدول شماره ۱ خلاصه شده است که به‌طور قابل توجهی، بین ۳ گروه از نظر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی تفاوت معناداری وجود نداشت.

برخورد پاشنه با زمین ارزیابی شدند. به‌طوری‌که نیروهای بین سیگمان مفصل‌ها در تحلیل سه‌بعدي در لحظه وارد کردن فشار در وظایف تغییر جهت در اندام تحتانی توسط داده‌های کینماتیک و نیروی واکنش زمین فیلتر شد تا تحلیل دینامیکی و کینتیک را محاسبه کنیم. برای نیروهای بین سیگمانی مفصل از اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین و صفحه نیرو استفاده شد تا نیروهای قدامی خلفی، داخلی جانبی و فشرده ساز - کششی محاسبه شود. دامنه تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین، در لحظه برخورد پاشنه با زمین در وظایف موردنظر برای مؤلفه‌های داخلی خارجی و قدامی خلفی محاسبه شد. جهت کنترل متغیر محل وزن، نیروهای عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد و به‌عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد. از نیروهای محور Z برای مشخص کردن لحظه اولین تماس با صفحه نیرو استفاده شد. سپس در مراحل اولیه برای اطمینان از صحت داده‌های کینماتیکی از مدل‌سازی چوب کبریتی برای هر آزمودنی استفاده شد تا از رؤیت و ثبت مختصات تمامی مارکرها در تمام مراحل آزمون اطمینان حاصل شود. برای اطمینان از صحت داده‌های کینتیکی نمودار اولیه نیروهای ثبت‌شده توسط فورس پلیت رسم شد. متغیرهای نمایانگر جذب شوک، شامل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، میانگین گشتاورهای ساژیتال در مفصل ران و زانو بودند. متغیرهای نمایانگر والگوس دینامیک اندام شامل میانگین فلکشن ران، چرخش داخلی ران و زوایای فلکشن و گشتاورهای زانو بودند. مقادیر مثبت نشان‌دهنده فلکشن ران، فلکشن و چرخش داخلی ران، فلکشن و فلکشن زانو هستند. گشتاورهای خارجی با مقادیر مثبت نشان‌دهنده گشتاورهای فلکشن ران و زانو، گشتاورهای فلکشن و فلکشن ران و گشتاورهای چرخش داخلی ران گزارش می‌شوند.

13. MANOVA

جدول ۱. ویژگی‌های شرکت کنندگان

P	میانگین $\pm$ انحراف معیار			متغیرها
	آلوگرفت	اتوگرفت پاتلا	اتوگرفت همسترینگ	گروه
۰/۹۸۶	۲۴/۸ $\pm$ ۳/۱	۲۴/۵ $\pm$ ۳/۷	۲۴/۶ $\pm$ ۳/۴	سن (سال)
۰/۵۳۹	۱۸۴/۸ $\pm$ ۲/۹	۱۸۳/۵ $\pm$ ۴/۸	۱۸۲/۰ $\pm$ ۴/۸	قد (سانتی‌متر)
۰/۵۲۵	۸۴/۱ $\pm$ ۱۰/۳	۷۹/۵ $\pm$ ۱۱/۷	۷۷/۵ $\pm$ ۸/۸	وزن (کیلوگرم)
۰/۶۴۷	۲۴/۶ $\pm$ ۳/۰	۲۳/۵ $\pm$ ۲/۷	۲۳/۳ $\pm$ ۱/۷	شاخص توده بدنی

طب توانبخشی

بدون در نظر گرفتن سمت معنی‌دار نبود. همچنین در سایر متغیرهای زاویه‌ای همچون فلکشن / اکستنشن و چرخش داخلی/خارجی زانو، هیچ تفاوت معنی‌داری در اثر گروه و یا تعامل گروه و سمت مشاهده نشد (مقادیر P بالاتر از ۰/۰۵) که نشان داد در این موارد نیز تفاوت آماری معناداری میان گروه‌ها و سمت‌ها وجود نداشت.

بحث

در طول دوره توان‌بخشی، اختلالات حرکتی و نیروهای بیومکانیکی متعددی در اندام‌های بازسازی‌شده (بازسازی رباط صلیبی قدامی) هنگام انجام حرکات با تغییر جهات مشاهده شده است. این اختلالات، صرف‌نظر از نوع گرفت، در همه گروه‌ها وجود داشت. در تمامی گروه‌های بازسازی رباط صلیبی قدامی، کاهش معناداری در گشتاور فلکشن زانو مشاهده شد. این کاهش ممکن است به‌عنوان یک ویژگی مثبت در نظر گرفته شود، چراکه در مطالعات پیشین نشان داده شده است افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی قبل از جراحی، افزایش گشتاور فلکشن زانو را تجربه می‌کنند و کاهش آن پس از جراحی می‌تواند به بهبود پایداری و عملکرد زانو کمک کند.

علاوه‌براین زاویه فلکشن هیپ و گشتاورهای ابداکشن زانو در اندام‌های بازسازی‌شده در تمامی گروه‌ها افزایش یافت. همچنین گروه‌های استفاده‌کننده از گرفت‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت در مقایسه با گروه اتوگرفت همسترینگ، عدم تقارن بیشتری در گشتاورهای فلکشن زانو نشان دادند. به‌طور معناداری، گشتاورهای فلکشن هیپ در گروه‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت بیشتر بود.

این نتایج از نظر بالینی قابل توجه هستند، چراکه ثبات آن‌ها نشان‌دهنده اهمیت بالای یافته‌هاست. این نتایج نشان می‌دهند درحالی‌که انتقال بار از زانو به هیپ بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی (بازسازی رباط صلیبی قدامی) یک الگوی مشترک است، این الگو در ورزشکارانی که از گرفت‌های اتوگرفت پاتلا یا آلوگرفت استفاده کرده‌اند، بارزتر مشاهده می‌شود. به نظر می‌رسد گرفت‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت هر دو الگوهای مشابهی از جبران مکانیسم اکستانسور در طول مراحل توان‌بخشی ایجاد می‌کنند.

در **جدول شماره ۲**، تحلیل کوواریانس چندمتغیره نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین میان گروه‌ها تفاوت معنی‌داری داشت ($P=0/021$). به‌طوری‌که گروه آلوگرفت بیشترین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را داشت، درحالی‌که گروه اتوگرفت همسترینگ کمترین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را نشان داد که این امر به‌طور آماری حاکی از اختلافات قابل توجه بین گروه‌های اتوگرفت همسترینگ، اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت در این متغیر بود. عدم معنی‌داری اثر تعامل گروه و سمت ($P=0/984$) بیانگر آن بود که این تفاوت بین گروه‌ها با توجه به سمت حرکت تغییری نداشت و مستقل از جهت حرکت بود.

در سایر متغیرها، مانند نیروی عکس‌العمل داخلی/خارجی و نیروی عکس‌العمل جلویی/عقبی، نرخ بارگذاری و گشتاورهای فلکسوری / اکستنسوری هیپ و زانو، تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها یا در اثر تعامل گروه و سمت مشاهده نشد (مقادیر P همگی بالاتر از ۰/۰۵ بودند) که حاکی از نبود اختلافات آماری معنادار در این شاخص‌ها در بین گروه‌ها بود. اما در متغیرهای گشتاور ابداکشن/ابداکشن و چرخش داخلی / خارجی هیپ و زانو، اثر تعامل گروه و سمت به‌طور معنی‌داری مشاهده شد (به ترتیب $P<0/001$ و $P=0/032$). این نتایج نشان دادند در این پارامترها، تفاوت مشاهده‌شده بین گروه‌ها به سمت حرکت وابسته بود، هرچند که خود اثر اصلی گروه‌ها بر این متغیرها معنی‌دار نبود.

نتایج تحلیل کوواریانس چندمتغیره (مانکووا) در **جدول شماره ۳** نشان داد زاویه فلکشن / اکستنشن هیپ بین گروه‌های اتوگرفت همسترینگ، اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت تفاوت آماری معنی‌داری نداشت ($P=0/115$) و اثر تعامل گروه و سمت نیز معنی‌دار نبود ($P=0/990$). این نتایج حاکی از آن بود که مقدار این متغیر نه بین گروه‌ها و نه بین سمت‌های مختلف تفاوت آماری قابل توجهی نداشت.

بالین حال، در متغیرهای ابداکشن / ابداکشن و چرخش داخلی / خارجی هیپ و زانو، تعامل گروه و سمت به‌طور معنی‌داری قابل توجه بود ($P=0/001$ و $P=0/002$ برای هیپ؛ $P=0/001$ برای زانو) که بیانگر آن است که تفاوت‌های مشاهده‌شده بین گروه‌ها به سمت حرکت وابسته بودند. از سوی دیگر، اثر اصلی گروه‌ها در این متغیرها

جدول ۲. مقایسه کینتیک و نیروی عکس‌العمل زمین در بین گروه‌ها در لحظه اولیه برخورد پاشنه با زمین.

P	میانگین ± انحراف معیار										متغیرها			
	آلوگرفت					آلوگرفت پاتلا						آلوگرفت همستر بزرگ		
گروه × سمت	گروه	CF	CR	CS	CF	CR	CS	CF	CR	CS	گروه			
۰/۰۸۴	۰/۰۲۱	۱۹۳/۱±۵۱/۴	۲۱۲/۱±۲۶/۵	۲۰۶/۵±۵۵/۴	۲۱۱/۲±۳۹/۳	۲۲۲/۰±۳۸/۴	۲۰۰/۱±۵۷/۴	۲۱۱/۱±۲۶/۵	۲۱۶/۰±۳۸/۴	۲۱۰/۱±۲۶/۰	GRF عمودی (%BW)			
	۰/۰۷۷	۰/۲۹۹	-۲/۸±۴۲/۲	-۳/۱±۳۷/۷	-۴/۲±۱۶/۰	۱/۱±۵۵/۶	-۰/۰±۴۶/۵	-۰/۰±۳۱۹/۲	۰/۱±۶/۸	-۱/۳±۳/۱		GRF داخلی خارجی (%BW)		
	۰/۰۱۳	۰/۳۹۹	-۵/۸±۴۲/۶	-۱۲/۰±۵۸/۲	۲/۲±۹/۴	-۲/۰±۱۷/۵	-۱۲/۹±۱۲/۵	۸/۱±۶/۶	-۸/۵±۶/۸	-۱۸/۷±۶/۱		GRF جلویی عقبی (%BW)		
۰/۰۵۴	۰/۰۲۶	۷/۵±۹/۴	۱۲/۲±۱۰/۱	۱/۱±۰/۹۲	۱/۱±۰/۲	۱/۱±۵۵/۲	۷/۵±۲/۶	۵/۶±۴/۷	۸/۱±۶/۵	۱/۸±۱/۲	نرخ بارگذاری (%BW/ms)			
	۰/۰۹۰	۰/۱۲۷	۲۸۳۲/۳±۱۰۰/۶	۳۰۳۱/۶±۱۲۳/۱	۸۸/۸±۱۱۷/۶	۱۹۲/۱±۱۸۰/۲	۳۱۲۲/۲±۱۵۸/۲	۱۵۸/۱±۳۹۹/۱	۳۳۸۰/۱±۱۲۱/۷	۲۵۵۲/۶±۱۲۳/۳		گشتاور فاکسوری/اکستنسوری هیپ (N.mmm/kg)		
	۰/۰۰۱	۰/۱۷۸	-۱۲۳/۱±۵۲/۹	-۴۰۰/۸±۱۱۸/۴	۱۹۰۰/۳±۵۸/۲	۱۰۲/۱±۶۰/۹	۴۰۰/۰±۱۸۲/۰	-۱۲۱/۲±۱۶۶/۸	-۳۳۷/۲±۹۵/۰	-۳۲۱/۷±۱۲۷/۹		-۱۲۶۸/۲±۸۱۲/۷	گشتاور ادکاتین/ایلاکاتین هیپ (N.mmm/kg)	
۰/۰۰۱	۰/۰۹۹	-۷۶/۶±۷۸/۸	-۱۳۲/۹±۳۱/۲	۲۲۳/۲±۲۶/۱	-۵۷/۲±۳۸/۱	-۱۳۲/۹±۲۵/۴	۱۷۵/۵±۱۷۹/۶	-۱۲۶/۵±۲۰/۲	-۶۸/۲±۱۶/۷	۱۸۱/۰±۱۷۶/۵	گشتاور چرخش داخلی/ خارجی هیپ (N.mmm/kg)			
	۰/۰۵۶	۰/۱۸۰	-۷۰۲/۳±۱۲۷/۶	-۸۳۲/۳±۲۶/۸	۲۵۸/۲±۳۵/۹	-۱۵۴/۶±۲۶/۱	-۵۸۹/۰±۳۸/۰	۱۵۸/۹±۴۰/۲	-۳۹۰/۲±۵۰/۲	-۵۵۵/۲±۵۵/۹		۲۰۲/۲±۱۶۳/۴	گشتاور فاکسوری/اکستنسوری زانو (N.mmm/kg)	
	۰/۰۰۱	۰/۰۰۵	-۵/۶±۳۸/۰	-۲۲۶/۲±۲۷/۹	-۴۸/۲±۴۱/۵	۳۶۵/۲±۵۵/۴	۱۸۸/۲±۱۲/۶	-۳۶۶/۳±۵۵/۱	۱۲/۹±۳۵/۲	-۵۸/۶±۳۶/۸		-۳۶۸/۶±۲۱۸/۸	گشتاور ادکاتین/ایلاکاتین زانو (N.mmm/kg)	
۰/۰۲۳	۰/۰۲۷	۷۱/۵±۱۲۷/۰	۸۱/۳±۱۶۶/۹	-۱۳۹/۵±۱۵۷/۸	۱۲۵/۹±۳۸/۸	۲۳/۲±۲۶/۸	-۷۱/۶±۲۶/۰	۷۰/۰±۱۹۰/۸	۶۶/۷±۱۲/۰	-۵۴/۱±۱۲/۰	گشتاور چرخش داخلی/ خارجی زانو (N.mmm/kg)			

طب توانبخش

منحرف‌ها: GRF = نیروی عکس‌العمل زمین، CS = تغییر جهت به کنار، CR = تغییر جهت همراه با دودین، CF = تغییر جهت از جلو، داده‌ها به‌صورت میانگین (انحراف معیار) ارائه شده‌اند، گشتاورها بدون بُعد هستند. * P < ۰/۰۵ در مقایسه گروه با جهت حرکت.

جدول ۳. مقایسه کینماتیک در بین گروه‌ها در لحظه اولیه برخورد پاشنه با زمین.

P	میانگین ± انحراف معیار										متغیر
	آلوگرفت			آلوگرفت پاتلا			آلوگرفت همسترینگ			گروه	
	گروه	CF	CR	CS	CF	CR	CS	CF	CR		
گروه × سمت	گروه	CF	CR	CS	CF	CR	CS	CF	CR	CS	
۰/۹۰	۰/۱۵	۵۱/۳±۱۷/۳	۳۹/۸±۵/۴	۶۱/۳±۱۷/۰	۵۰/۱±۴/۳	۳۹/۳±۵/۳	۳۲/۱±۷/۸	۳۹/۹±۹/۵	۶۵/۲±۷/۷	۷۸/۲±۸/۵	فلکشن / اکستنشن هپ (°)
۰/۰۰۱	۰/۲۵۷	-۳/۶±۲/۶	-۶/۰±۲/۶	-۱۷/۱±۸/۲	-۸/۱±۳/۳	-۱۶/۳±۶/۴	-۱۷/۸±۴/۷	-۸/۰±۲/۶	-۳/۶±۴/۹	اداکشن / اپداکشن هپ (°)	
۰/۰۰۲	۰/۸۳۳	۱۲/۱±۱۷/۰	۹/۳±۱۷/۲	۱۱/۳±۹/۷	۱۱/۳±۱۲/۸	۵/۳±۱۱/۹	۵/۱±۱۱/۵	۶۱/۱±۲۲/۲	۱۵/۲±۱۹/۰	چرخش داخلی / خارجی هپ (°)	
۰/۹۴۷	۰/۲۱۹	۲۱/۵±۱۷/۴	۷۸/۳±۱۳/۱	۲۹/۳±۱۱/۷	۳۱/۶±۴/۶	۳۲/۱±۴/۲	۳۹/۰±۳۱/۷	۳۳/۸±۳۳/۸	۴۵/۱±۲۶/۲	فلکشن / اکستنشن زانو (°)	
۰/۰۰۱	۰/۵۹۳	۷/۳±۵/۳	۶/۳±۵/۲	۵/۶±۵/۵	۸/۱±۵/۷	۵/۳±۳/۴	۳/۱±۳/۳	۱۱/۲±۱۱/۱	۱۰/۱±۱۰/۵	ادداکشن / اپداکشن زانو (°)	
۰/۹۴۶	۰/۷۱۹	۷/۳±۱۵/۱	۴۱/۱±۱۷/۷	۳/۰±۱۷/۷	۷/۳±۷/۸	۴/۱±۵/۹	۵/۱±۶/۶	-۳/۸±۱۱/۵	-۶/۲±۱۳/۰	چرخش داخلی / خارجی زانو (°)	

CS= تغییر جهت به کنار، CR= تغییر جهت همراه با دودین، CF= تغییر جهت از جلو، * $P < 0.05$ در مقایسه گروه با جهت حرکت.

طب توانبخش

گرفت‌های مختلف عوارض خاص خود را دارند. به‌عنوان مثال، گرفت اتوگرفت پاتلا ممکن است منجر به درد جلوی زانو و مشکلات تاندون کشکک شود، درحالی‌که گرفت اتوگرفت همسترینگ می‌تواند باعث ضعف دینامیک فلکشن زانو و گرفتگی عضلات پشت ران در هنگام دویدن شود [۲۶]. گرفت آلوگرفت نگرانی‌هایی مانند ضعف چهارسر پس از جراحی و یا پارگی احتمالی تاندون چهارسر را به همراه دارد [۷]. اما به دلیل عوارض کمتر در ناحیه اهداکننده و نتایج بیومکانیکی بهتر، گرفت آلوگرفت در مقایسه با سایر گرفت‌ها محبوبیت بیشتری یافته است [۲۶، ۷]. برای مشخص شدن مزایای بلندمدت گرفت آلوگرفت نسبت به اتوگرفت همسترینگ یا اتوگرفت پاتلا از نظر پروفایل‌های بیومکانیکی و کاهش نرخ آسیب‌های مجدد، به تحقیقات بلندمدت نیاز است [۲۵].

در این مطالعه، تفسیر آسیب‌ها و پیامدهای احتمالی آن‌ها در ورزشکاران با گرفت بازسازی رباط صلیبی قدامی، به‌ویژه در ارتباط با عملکرد بیومکانیکی اندام‌ها، نقشی حیاتی ایفا می‌کند. یافته‌ها نشان می‌دهند در ورزشکاران با گرفت بازسازی رباط صلیبی قدامی، کاهش گشتاور فلکشن زانو، همراه با افزایش جبرانی فلکشن هیپ، می‌تواند نشان‌دهنده تلاش بدن برای محافظت از زانو و اجتناب از فشارهای زیاد بر روی آن باشد. این مکانیسم‌ها ممکن است به‌ویژه در مراحل اولیه توان‌بخشی و پس از جراحی به‌عنوان پاسخ‌های طبیعی به آسیب در نظر گرفته شوند، اما اگر به‌طور طولانی‌مدت ادامه یابند، ممکن است منجر به افزایش فشارهای جبرانی بر روی سایر مفاصل، مانند هیپ و در نتیجه آسیب‌های جدید شود.

در بررسی نیروی عکس‌العمل زمین، گروه‌های مختلف گرفت تغییراتی در میزان نیروی عکس‌العمل عمودی نشان دادند. به‌ویژه در گروه اتوگرفت پاتلا، کاهش قابل‌توجهی نسبت به سمت مقابل مشاهده شد. همچنین تغییرات در نیروی عکس‌العمل داخلی خارجی، به‌ویژه در گروه‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت مشهود بود. در گشتاورهای فلکشن و اکستنسوری هیپ نیز تفاوت‌هایی مشاهده شد که نشان‌دهنده افزایش فعالیت هیپ به‌عنوان جبرانی برای محدودیت‌های زانو است. علاوه بر این، گشتاورهای فلکشن زانو در اندام‌های بازسازی‌شده نسبت به سمت مقابل کاهش نشان دادند.

این نتایج نشان می‌دهد فعالیت جبرانی در هیپ و کاهش بارگذاری زانو ممکن است به‌عنوان بخشی از فرایند توان‌بخشی و محافظت از زانو عمل کند. این استراتژی‌ها می‌توانند به ورزشکاران کمک کنند تا با کاهش فشار مستقیم بر زانوی بازسازی‌شده، بهبودی بهتری داشته باشند و از آسیب مجدد جلوگیری کنند.

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهند توان‌بخشی متناسب با نوع گرفت پیوندی زانو می‌تواند پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی (بازسازی رباط صلیبی قدامی) مفید باشد. الگوی مشاهده‌شده شامل کاهش نیروی عکس‌العمل زمین، کاهش فلکشن زانو و افزایش جبرانی فلکشن هیپ است که به‌عنوان استراتژی اجتناب از زانو تفسیر می‌شود [۱۳]. این موضوع نشان می‌دهد ورزشکاران ممکن است همچنان زانوی خود را محافظت کنند. استفاده از این استراتژی اجتناب می‌تواند به‌عنوان معیاری برای ارزیابی آمادگی بازگشت به ورزش مورد استفاده قرار گیرد [۲۴، ۱۰]. این اطلاعات که از تحلیل حرکت به دست می‌آیند، اهمیت بالینی ارزیابی‌های مبتنی بر حرکت را برجسته می‌سازند و ارتباط مستقیمی با نتایج این مطالعه دارند، درحالی‌که فلکشن مناسب هیپ هدف مطلوب توان‌بخشی پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی (بازسازی رباط صلیبی قدامی) است، اگر این فلکشن با فلکشن زانو همراه نباشد، ممکن است ورزشکاران برای دستیابی به فلکشن هیپ، خم شدن بیش از حد تنه به جلو را نشان دهند که می‌تواند منجر به آسیب‌پذیری بیشتر زانو در برابر آسیب مجدد شود [۲۵، ۴]. در این مطالعه، انتقال بار از اندام بازسازی‌شده به سمت مقابل در حین تغییر جهت مشاهده شد. این انتقال بار ممکن است ناشی از ناراحتی یا محدودیت‌هایی در اندام بازسازی‌شده باشد، به‌ویژه در ورزشکارانی که از گرفت‌های اتوگرفت پاتلا یا آلوگرفت استفاده کرده‌اند و این مسئله باعث می‌شود آن‌ها فشار کمتری به زانوی بازسازی‌شده وارد کنند [۹].

در بررسی نیروی عکس‌العمل زمین، گروه‌های مختلف گرفت تغییراتی در میزان نیروی عکس‌العمل عمودی نشان دادند، به‌ویژه در گروه اتوگرفت پاتلا که کاهش‌های معناداری را نسبت به سمت مقابل نشان دادند ($P=0/021$). همچنین تغییرات در نیروی عکس‌العمل داخلی خارجی، به‌ویژه در گروه‌های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت مشهود بود، ولی تفاوت معناداری از نظر «گروه × سمت» مشاهده نشد ($P=0/077$). در زمینه گشتاورهای فلکشن و اکستنسوری هیپ، تفاوت‌های معناداری در گروه‌های مختلف مشاهده شد که نشان‌دهنده افزایش فعالیت هیپ به‌عنوان جبران برای محدودیت‌های زانو است ($P=0/127$). از سوی دیگر، گشتاورهای فلکشن زانو در اندام‌های بازسازی‌شده نسبت به سمت مقابل کاهش یافتند ($P=0/180$) که این می‌تواند بیانگر تلاش برای محافظت از زانو در برابر بار اضافی باشد [۱۴].

در مورد میزان فلکشن/اکستنشن هیپ، هیچ تفاوت معناداری بین گروه‌ها مشاهده نشد ($P=0/115$)، اندام‌های بازسازی‌شده افزایش‌های کوچکی در این متغیر نشان دادند که ممکن است به‌عنوان تلاش برای جبران آسیب‌های زانو تفسیر شود. در مقایسه گروه‌های گرفت اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت تفاوت‌های معناداری در گشتاورهای اداکشن/اِداکشن هیپ و چرخش داخلی/خارجی هیپ نشان دادند که ممکن است به دلیل تغییرات در الگوهای حرکتی برای کاهش فشار روی زانو باشد [۱۵].

است به درد جلوی زانو و مشکلات تاندونی منجر شود، گرفت همسترینگ می تواند ضعف دینامیکی ایجاد کند. این نتایج بیانگر نیاز به طراحی برنامه های توان بخشی متناسب با نوع گرفت برای کاهش آسیب های جبرانی و بهبود عملکرد است.

این یافته ها اهمیت ارزیابی های بیومکانیکی در طول توان بخشی را نشان می دهند و بر نقش تحلیل حرکت برای تعیین استراتژی های بازگشت به ورزش تأکید دارند. تحقیقات آینده باید پیامدهای بلندمدت گرفت های مختلف را برای کاهش خطر آسیب های مجدد و بهینه سازی عملکرد بیومکانیکی بررسی کنند.

محدودیت های این مطالعه شامل طراحی مطالعه و اندازه نمونه محدود در هریک از گروه ها است. همچنین زمان جراحی بین ۴ تا ۱۲ ماه متغیر بود. هرچند عملکرد ممکن است در این بازه زمانی تغییر کند، اما مقایسه بین گروه ها همچنان معتبر است، زیرا زمان جراحی بین گروه ها تفاوتی نداشت. ورزشکاران هنوز برای بازگشت به فعالیت کامل تأیید نشده بودند، بنابراین انتظار می رود به مرور زمان تقارن و انحرافات از بیومکانیک تغییر جهت نرمال بهبود یابند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق **دانشگاه خوارزمی** در نظر گرفته شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان نامه آقای دانیال کردی در گروه بیومکانیک ورزشی **دانشگاه خوارزمی** است و هیچ گونه کمک مالی از سازمانی های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان به طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع آوری و تجزیه و تحلیل داده ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش نویس مقاله مشارکت داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تقدیر و تشکر

نویسندگان از تمامی شرکت کنندگان به خاطر همکاری شان در این مطالعه تشکر و قدردانی کنند.

علاوه بر این وجود تفاوت های معنادار در گشتاورهای فلکشن و اکستنسوری زانو و هیپ نشان می دهد الگوهای حرکتی ورزشکاران با گرفت های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت در مقایسه با گروه اتوگرفت همسترینگ تفاوت های بیشتری دارند. این تفاوت ها، به ویژه در گشتاورهای ابداکشن زانو و گشتاورهای چرخشی داخلی / خارجی، ممکن است به دلیل تغییرات جبرانی در الگوهای حرکتی ناشی از درد یا ناراحتی در ناحیه گرفت باشد. چنین تغییرات بیومکانیکی ای می تواند به عنوان عامل خطر برای آسیب های مجدد به مفاصل و بافت های اطراف عمل کند، زیرا بدن برای جبران آسیب های اولیه ممکن است بار را به طور غیرطبیعی توزیع کند.

در نهایت، نوع های مختلف گرفت پیوندی ممکن است پیامدهای متفاوتی از نظر آسیب های بلندمدت داشته باشند. به عنوان مثال، اتوگرفت پاتلا به دلیل مشکلات تاندونی و درد زانو می تواند باعث تغییرات دائمی در الگوهای حرکتی و آسیب های جبرانی به سایر مفاصل شود، درحالی که گرفت تاندون همسترینگ با وجود عوارض کمتر در ناحیه اهدایی، ممکن است منجر به ضعف چهارسر و آسیب های بعدی در مفصل زانو شود. در این زمینه، نیاز به تحقیقات بلندمدت وجود دارد تا نتایج بیومکانیکی و میزان آسیب های مجدد در ورزشکاران با گرفت های مختلف مورد بررسی قرار گیرد و مشخص شود کدام نوع گرفت در بلندمدت باعث کاهش آسیب های مجدد و بهبود عملکرد بیومکانیکی می شود.

به طور کلی، این یافته ها به ویژه از جنبه مطالعات توان بخشی مهم هستند، زیرا می توانند به تعیین استراتژی های توان بخشی متناسب با نوع گرفت و پیش بینی خطرات احتمالی آسیب های بعدی کمک کنند. از آنجایی که تغییرات در الگوهای حرکتی ممکن است به طور غیرمستقیم به آسیب های مجدد و مشکلات بلندمدت منجر شوند، ارزیابی دقیق بیومکانیکی و اجرای برنامه های توان بخشی متناسب با نوع گرفت بازسازی رباط صلیبی قدامی می تواند در پیشگیری از این آسیب ها و تسریع روند بازگشت به فعالیت های ورزشی مفید واقع شود.

نتیجه گیری

این مطالعه نشان داد پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی، اختلالات حرکتی و تغییرات بیومکانیکی در اندام های بازسازی شده، مستقل از نوع گرفت، مشهود است. کاهش گشتاور فلکشن زانو و افزایش جبرانی در فلکشن هیپ به عنوان استراتژی های محافظتی برای کاهش بار مستقیم بر زانو مشاهده شد. این تغییرات، هرچند در مراحل اولیه توان بخشی قابل قبول هستند، اما در صورت تداوم ممکن است به افزایش فشار بر مفاصل دیگر و آسیب های جبرانی منجر شوند.

تفاوت های مرتبط با نوع گرفت نشان داد گرفت های اتوگرفت پاتلا و آلوگرفت باعث افزایش الگوهای جبرانی بیشتری در مقایسه با اتوگرفت همسترینگ می شوند. درحالی که گرفت پاتلا ممکن

References

- [1] Beck NA, Lawrence JTR, Nordin JD, DeFor TA, Tompkins M. ACL tears in school-aged children and adolescents over 20 years. *Pediatrics*. 2017; 139(3):e20161877. [DOI:10.1542/peds.2016-1877] [PMID]
- [2] Dunn KL, Lam KC, Valovich McLeod TC. Early operative versus delayed or nonoperative treatment of anterior cruciate ligament injuries in pediatric patients. *Journal of Athletic Training*. 2016; 51(5):425-7. [DOI:10.4085/1062-6050.51.5.11] [PMID] [PMCID]
- [3] Lyman S, Koulouvaris P, Sherman S, Do H, Mandl LA, Marx RG. Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: Trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2009; 91(10):2321-8. [DOI:10.2106/JBJS.H.00539] [PMID]
- [4] Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016; 44(7):1861-76. [DOI:10.1177/0363546515621554] [PMID] [PMCID]
- [5] Simon D, Mascarenhas R, Saltzman BM, Rollins M, Bach BR Jr, MacDonald P. The relationship between anterior cruciate ligament injury and osteoarthritis of the knee. *Advances in Orthopedics*. 2015; 2015:928301. [DOI:10.1155/2015/928301] [PMID] [PMCID]
- [6] Kaeding CC, Pedroza AD, Reinke EK, Huston LJ, Hewett TE, Flanigan DC, et al. Change in Anterior Cruciate Ligament Graft Choice and Outcomes Over Time. *Arthroscopy*. 2017; 33(11):2007-14. [DOI:10.1016/j.arthro.2017.06.019] [PMID] [PMCID]
- [7] Cavaignac E, Coulin B, Tscholl P, Nik Mohd Fatmy N, Duthon V, Menetrey J. Is quadriceps tendon autograft a better choice than hamstring autograft for anterior cruciate ligament reconstruction? A comparative study with a mean follow-up of 3.6 years. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017; 45(6):1326-32. [DOI:10.1177/0363546516688665] [PMID]
- [8] 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]
- [9] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005; 33(4):492-501. [DOI:10.1177/0363546504269591] [PMID]
- [10] Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, Vasankari T, Kannus P, Äyrämö S, et al. Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017; 45(2):386-93. [DOI:10.1177/0363546516665810] [PMID]
- [11] Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, Nilstad A, Mok KM, Myklebust G, et al. The vertical drop jump is a poor screening test for acl injuries in female elite soccer and handball players: A prospective cohort study of 710 athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016; 44(4):874-83. [DOI:10.1177/0363546515625048] [PMID]
- [12] Leppänen M, Pasanen K, Krosshaug T, Kannus P, Vasankari T, Kujala UM, et al. Sagittal plane hip, knee, and ankle biomechanics and the risk of anterior cruciate ligament injury: A prospective study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2017; 5(12):2325967117745487. [DOI:10.1177/2325967117745487] [PMID] [PMCID]
- [13] Tsai LC, Powers CM. Increased hip and knee flexion during landing decreases tibiofemoral compressive forces in women who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013; 41(2):423-9. [DOI:10.1177/0363546512471184] [PMID]
- [14] Delahunt E, Sweeney L, Chawke M, Kelleher J, Murphy K, Patterson M, et al. Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012; 30(1):72-8. [DOI:10.1002/jor.21504] [PMID]
- [15] 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]
- [16] Davis III RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991; 10(5):575-87. [DOI:10.1016/0167-9457(91)90046-Z]
- [17] Wren TA, Do KP, Hara R, Rethlefsen SA. Use of a patella marker to improve tracking of dynamic hip rotation range of motion. *Gait & Posture*. 2008; 27(3):530-4. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.07.006] [PMID]
- [18] Peters A, Sangeux M, Morris ME, Baker R. Determination of the optimal locations of surface-mounted markers on the tibial segment. *Gait & Posture*. 2009; 29(1):42-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2008.06.007] [PMID]
- [19] Nazareth A, Mueske NM, Wren TA. Effect of tibia marker placement on kinematics in pathological gait. *Journal of Applied Biomechanics*. 2016; 32(6):603-7. [DOI:10.1123/jab.2015-0219] [PMID] [PMCID]
- [20] Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and clinical movement analysis. In: Webster JG, editors. *Wiley encyclopedia of electrical and electronics engineering*. New York: John G Webster; 2015. [DOI:10.1002/047134608X.W6606.pub2]
- [21] Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human kinetics; 2013. [Link]
- [22] Hof AL. Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*. 1996; 4(3):222-3. [DOI:10.1016/0966-6362(95)01057-2]
- [23] Pinzone O, Schwartz MH, Baker R. Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. *Gait & Posture*. 2016; 44:68-73. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2015.11.013] [PMID]

- [24] Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021; 18(7):3826. [\[DOI:10.3390/ijerph18073826\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [25] Hwang UJ, Kim JS, Kim KY, Chung KS. Machine learning models for predicting return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction: Physical performance in early rehabilitation. *Digital Health*. 2024; 10:20552076241299065. [\[DOI:10.1177/20552076241299065\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [26] Chung K, Ham H, Kim SH, Seo YJ. Effect of graft choice for ACL reconstruction on clinical outcomes in combined ACL and MCL injuries: Comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring autografts. *Journal of Clinical Medicine*. 2024; 13(21):6316. [\[DOI:10.3390/jcm13216316\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)

This Page Intentionally Left Blank