

The Reliability of Knee Kinematics and Ground Reaction Force During Stair Negotiation

M. Hajizadeh¹, A. R. Hashemi Oskouei^{2*}, F. Ghalichi³

¹Ph.D, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

²Assistant Professor, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz,
Iran

³Professor, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Receipt in the Online Submission System: 3 October 2017, Received in Revised Form: 4 March 2018, Accepted: 10 May 2018

Abstract

Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is one of the most costly knee injuries, usually occurring to young athletes, often leading to functional instability, inability to return to previous levels of physical activity, and premature osteoarthritis (OA). The main function of ACL is controlling anterior tibia translation as well as axial tibia rotation. Therefore, patients with ACL deficiency (ACLD) have to use different compensatory mechanisms and kinematic changes to maintain their stability during different activities. The study aims to measure the reliability of knee kinematics and ground reaction force during stair negotiation. Fifteen participants with unilateral ACLD ascended 4-step staircase, where 8-10 reflective markers was inserted on each segment of lower extremity. Five-camera VICON system and 10-camera VICON system were used in the first and second phase of study, respectively. Intra-class correlation coefficient (ICC) and standard error of measurement (SEM) was calculated for each parameter in the knee events during stair climbing. The results showed high consistency of kinematic parameters and GRF components was handled through reliability and repeatability calculations. ICC (2,5) showed similar values in injured and healthy contralateral leg with the range of (0.59-0.98) for all knee joint rotation and GRF components.

Keywords: *Anterior Cruciate Ligament (ACL), Knee Kinematics, Ground Reaction Force, Reliability*

*Corresponding Author

Address: Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, P. O. Box: 1996-51335, Tabriz, Iran
Tel: +98-41-33458418
Fax: +98-41-33444360
E-mail: ali.hashemi@sut.ac.ir

بررسی قابلیت اطمینان پارامترهای سینماتیکی زانو و نیروی عکس‌العمل پا در افراد با آسیب لیگامان متقاطع قدامی هنگام بالا رفتن از پله

مریم حاجی‌زاده^۱، علیرضا هاشمی اسکویی^{۲*}، فرزاد قالیچی^۳

^۱دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز
^۲استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز
^۳آستاد، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۷/۱۱، بازنگری: ۱۳۹۶/۱۲/۱۳، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۲/۲۰

چکیده

پارگی لیگامان صلیبی قدامی، یکی از آسیب‌های رایج زانو در افراد جوان به شمار می‌رود. در مورد پیامدهای پارگی این لیگامان در دوران پس‌آسیب، به مواردی چون لقی زانو، ناپایداری فعال زانو و ابتلا به آرتروز زودرس اشاره شده است. کنترل جابه‌جایی قدامی تیبیا و چرخش محوری تیبیا-فمورال زانو از وظایف اصلی لیگامان متقاطع قدامی می‌باشد. بنابراین، در غیاب لیگامان قدامی، حفظ پایداری زانو از طریق تغییرات سینماتیکی و به کارگیری مکانیزم‌های جبرانی حرکتی در حین انجام فعالیت‌های مختلف میسر می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی قابلیت اطمینان و تکرارپذیری درون جلسه‌ای این پارامترها برای آزمون‌های تکراری بالارفتن از پله بوده است. برای این منظور، پانزده بیمار با آسیب یک‌طرفه‌ی لیگامان متقاطع قدامی در این پژوهش مورد مطالعه قرار گرفتند. مارکرهای ۱۰-۸ تایی روی هر عضو از اندام تحتانی این افراد نصب شد، و برای ضبط فعالیت افراد در حین بالارفتن از ساختار پله با چهار گام، از دستگاه آنالیز حرکت ۱۰-دوربین، بهره گرفته شد. با استفاده از نتایج سینماتیکی و سینتیکی به دست آمده در نقاط کلیدی متناظر، قابلیت اطمینان پارامترهای سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین، از طریق ضریب همبستگی درون‌رده‌ای (ICC)، و پارامتر خطای اندازه‌گیری استاندارد (SEM)، محاسبه و ارزیابی شد. نتایج این مطالعه بیان‌گر قابل اطمینان و تکرارپذیر بودن زوایای چرخشی تیبیا-فمورال زانو و نیروی عکس‌العمل زمین در افراد با آسیب لیگامان قدامی هنگام بالارفتن از پله می‌باشد. مقادیر قابلیت اطمینان (ICC)، در هر دو پای آسیب‌دیده و سالم مشابه، و در محدوده‌ی (۵۹/۰-۹۸/۰) برای پارامترهای سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین به دست آمد.

کلیدواژه‌ها: لیگامان صلیبی قدامی، سینماتیک زانو، نیروی عکس‌العمل زمین، قابلیت اطمینان

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، کد پستی: ۱۹۹۶-۵۱۳۳۵

تلفن: ۳۳۴۵۸۴۱۸ (۴۱) ۹۸+

دورنگار: ۳۳۴۴۴۳۶۰ (۴۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: ali.hashemi@sut.ac.ir

۱- مقدمه

پارگی لیگامان متقاطع قدامی یکی از آسیب‌های رایج زانو است که اغلب حین فعالیت‌های ورزشی و در افراد جوان اتفاق می‌افتد [۱، ۲]. در غیاب عمل‌کردهای لیگامان قدامی، انقباض‌های عضلانی سعی در جبران عمل‌کرد حرکتی زانو در هر سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و چرخشی خواهند داشت. این تغییرات عمل‌کردی زانوی آسیب‌دیده نسبت به زانوی سالم، تحت عنوان مکانیزم‌های جبرانی سینماتیکی و سینتیکی شناخته شده و ناشی از دو عامل اصلی تغییرات حرکتی تیبيافمورال زانو و یا نحوه‌ی تماس پا با زمین می‌باشند [۳، ۴]. با وجود این‌که مکانیزم‌های جبرانی ممکن است منجر به پایداری دینامیکی زانو شوند، در عین حال احتمال ایجاد جابه‌جایی‌ها و حرکات آسیب‌رساننده به زانو را نیز در بر خواهند داشت [۳، ۵، ۶].

تغییرات سینماتیکی زانو به عنوان یکی از مکانیزم‌های جبرانی به کار گرفته شده توسط افراد دارای ناکارآمدی لیگامان متقاطع قدامی ذکر شده است [۷-۹]. علاوه بر این، افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی ممکن است نحوه‌ی قراردادن پا روی زمین را به عنوان مکانیزم جبرانی پس از آسیب به کار گیرند. محاسبه و ارزیابی مکانیزم‌های جبرانی سینماتیکی و مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در پای آسیب‌دیده، می‌تواند در زمینه‌ی بهبود برنامه‌های توان‌بخشی این افراد و اصلاح رویکردهای جراحی موثر باشد.

افراد دارای آسیب لیگامان قدامی، علاوه بر تغییرات سینماتیکی، نحوه‌ی قراردادن پا روی زمین را به لحاظ اندازه و جهت نیروی عکس‌العمل زمین، به عنوان یکی دیگر از مکانیزم‌های جبرانی آسیب خود به کار می‌گیرند [۱۰]. نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان یک عامل اصلی تعیین‌کننده در گشتاور وارد بر مفصل زانو مطرح شده است [۱۱]. در واقع، گشتاور مفصل زانو با تغییر دو پارامتر نیروی عکس‌العمل زمین و بازوی گشتاور ایجادشده در اثر موقعیت مفصل تیبيافمورال زانو تغییر می‌کند. افراد دارای آسیب لیگامان قدامی، ممکن است برای کاهش گشتاور وارد بر مفصل زانو، به جای تغییرات چرخشی مفصل، از تغییر نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان یک مکانیزم جبرانی حرکتی بهره گیرند. کاهش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نیز می‌تواند بدین معنا باشد که فرد با احتیاط بیشتری پای آسیب‌دیده‌ی خود را روی زمین قرار می‌دهد [۸]. تغییرات معنادار نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و

قدامی/خلفی عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب لیگامان قدامی در برخی از مطالعات قبلی تایید شده است [۷، ۹، ۱۰]. بالا رفتن موفقیت‌آمیز از پله، مستلزم پیش‌روی بدن هم‌زمان با عمل بالا بردن بدن می‌باشد [۶]. بنابراین، مکانیزم‌های جبرانی و نیروهای اعمال شده بر اندام تحتانی ممکن است در پیمودن پله نسبت به راه رفتن بیش‌تر نمایان شوند. علاوه بر این، فعالیت بالا رفتن از پله، به عنوان یک تمرین با زنجیره‌ی سینتیکی بسته، در برنامه‌های توان‌بخشی افراد دارای ناکارآمدی لیگامان^۱ و یا پس از جراحی بازسازی لیگامان^۲ رایج است [۱۳، ۱۴]. رسیدن به درک درستی از الگوی حرکتی و مکانیزم‌های جبرانی افراد دارای ACLD و افراد با ACLR، کمک شایانی در ایجاد برنامه‌های توان‌بخشی مناسب و ارزیابی ناکارآمدی‌های پس از آسیب خواهد بود [۱۵، ۱۶]. هم‌چنین، افتادن از پله یکی از رایج‌ترین اتفاقاتی است که می‌تواند منجر به صدمات قابل‌توجه شود. به‌گونه‌ای که این اتفاق از خطرات تصادفی جدی در زندگی مردم به شمار می‌رود [۱۷]. این موضوع در بیماران با ناکارآمدی لیگامان قدامی که برای حفظ پایداری حرکتی و رها شدن از درد، الگوی حرکت خود را تغییر می‌دهند از اهمیت مضاعفی برخوردار است. بنابراین، مطالعه‌ی تغییرات سینماتیکی در فعالیت پیمودن پله، به عنوان ابزاری برای ارزیابی عمل‌کرد حرکتی افراد پس از آسیب لیگامان قدامی دارای اهمیت زیادی می‌باشد.

هرگونه تفسیر نتایج گیت، جهت کاربردهای کلینیکی و درمانی، نیازمند تعیین میزان هم‌گونی^۳ نتایج یا به عبارت دیگر اطلاع از میزان قابلیت اطمینان آن‌ها می‌باشد [۱۸]. از آن‌جا که اندازه‌گیری‌های تکرارشونده در آنالیز راه رفتن افراد دارای نتایج یک‌سانی نمی‌باشند، می‌توان نتیجه گرفت که هر اندازه‌گیری دربرگیرنده‌ی مقداری خطا، ناشی از عوامل مختلف است. تخمین قابلیت اطمینان نتایج به دست آمده در آنالیز حرکت، می‌تواند امکان تعیین هم‌سانی اندازه‌گیری‌های انجام شده را نشان دهد. پارگی لیگامان قدامی زانو باعث از بین رفتن گیرنده‌های حسی-عصبی روی سطح لیگامان می‌شود [۱۹، ۲۰]. بنابراین، ممکن است افراد دارای ناکارآمدی لیگامان قدامی قادر به بازسازی الگوهای حرکتی هم‌سان در آزمون‌های تکراری نباشند. تغییرپذیری بالا در انجام آزمون‌های تکراری ممکن است منجر به ناپایداری حرکتی و از

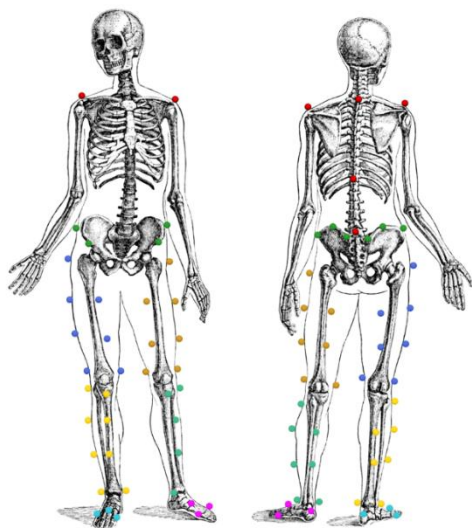
^۱ Anterior Cruciate Ligament Deficiency (ACL D)

^۲ Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACL R)

^۳ Consistency

۲-۳- داده برداری

مراحل انجام آزمون برای هر بیمار توضیح داده شده و رضایت‌نامه‌ای کتبی از بیمار گرفته شد. اطلاعات مورد نیاز، شامل سن، وزن، قد و مدت زمان سپری‌شده از پارگی لیگامان در مورد هر شخص جمع‌آوری گردید. پس از شناسایی و علامت‌گذاری لندمارک‌های استخوانی روی لگن، تیبیا و قوزک پا، تعداد ۵۲ مارکر انعکاس‌دهنده روی پوست نصب شد. مارکرها روی ASIS راست و چپ، برجستگی میانی و جانبی اپی‌کندیل فمور، قوزک میانی و جانبی مچ پا و تعدادی مارکر اضافه بر روی اعضای فمور، تیبیا و پا برای هر دو سمت راست و چپ (شکل ۱) قرار گرفتند. جزئیات مربوط به نحوه‌ی جاگذاری مارکرها در مطالعه‌ی انجام شده توسط کراتزن-استین^۲ و هم‌کارانش آورده شده است. [۲۲]. استفاده از کلاسترهای مارکری چندتایی روی تیبیا و فمور امکان کاهش آرتیفکت‌های حرکتی مارکرها و کاهش خطاهای اندازه‌گیری دوربین‌ها را فراهم می‌کند [۲۲].



شکل (۱) - مارکرست^۳ JWJ استفاده‌شده در مطالعه

۲-۴- تحلیل داده‌ها

هر فرد فرآیند بالا رفتن از پله را به صورت متوالی تکرار می‌کرد تا زمانی که شش بار فرآیند بالا رفتن از پله با هر ارتفاع، به‌طور موفقیت‌آمیز انجام گردد (شکل ۲). این حرکات ۳ بار با پیشتاز بودن پای آسیب‌دیده و ۳ بار با پیشتاز بودن پای سالم انجام شد. افراد، فعالیت بالا رفتن از پله را با سرعت دلخواه و با روش گام‌به‌گام^۴ انجام دادند. آزمون بالا رفتن از پله

بین رفتن تعادل گردد [۲۱]. هدف از این مطالعه، بررسی قابلیت اطمینان نتایج سینماتیکی و مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در پای آسیب‌دیده نسبت به پای سالم مقابل، هنگام بالا رفتن از پله می‌باشد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- افراد شرکت کننده در آزمون

در این مطالعه، افراد دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی شامل ۱۵ نفر (۳ خانم و ۱۲ آقا)، با محدوده‌ی سنی ۲۱-۵۰ سال (۳۲±۹)، قد ۱۶۲-۱۹۱ سانتی‌متر (۱۷۸±۸/۵)، و وزن ۶۰-۱۰۴ کیلوگرم (۸۲±۱۳/۵)، که به مدت میانگین ۶-۱ ماه (۲/۸±۱/۶) از آسیب آن‌ها می‌گذشت، برای انجام آزمون‌های آنالیز حرکت انتخاب شدند. پارگی کامل لیگامان صلیبی قدامی با تصویربرداری MRI مشخص شد. از میان این افراد، ۵ نفر دارای پارگی لیگامان صلیبی قدامی در زانوی راست و ۱۰ نفر دارای پارگی لیگامان در زانوی چپ بودند.

۲-۲- تجهیزات داده برداری

داده‌های حرکت سه‌بعدی، توسط سیستم آنالیز حرکت وایکن ۱۰-دوبینه با فرکانس ۱۲۰ هرتز (دوربین T20S، وایکن، آکسفورد، انگلستان، دقت سیستم ۵/۰-۳/۰ میلی‌متر) ضبط گردید. مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین توسط دو عدد صفحه‌ی نیروی قابل حمل کیسلر^۱ با فرکانس ۹۶۰ هرتز ضبط شدند. ساختار پله با ۴ گام با ارتفاع ۱۸ سانتی‌متر و پهنای گام ۳۰ سانتی‌متر برای ثبت فعالیت بالا رفتن از پله مورد استفاده قرار گرفت. پله‌ها به گونه‌ای در آزمایش‌گاه قرار داده شدند که صفحه‌ی نیروی شماره‌ی ۲ قبل از پله‌ی اول و صفحه‌ی نیروی شماره‌ی ۱ در زیر پله‌ی دوم قرار می‌گرفت. هر فرد فعالیت بالا رفتن از پله را با قراردادن پای روی صفحه‌ی نیروی شماره‌ی ۲ و درست قبل از پله‌ی اول آغاز می‌کرد. تماس اولیه‌ی پا با پله‌ی دوم به عنوان نقطه‌ی آغاز گام بالا رفتن از پله و تماس پا با پله‌ی چهارم به عنوان نقطه‌ی پایانی گام بالا رفتن لحاظ می‌شد. ثبت داده‌های نیرویی از صفحه‌ی نیروی شماره‌ی ۱ که گام دوم پله روی آن ثابت شده بود، انجام گرفت. پس از قرار دادن پله‌ها در محل مناسب، صفحه‌ی نیروی دوباره کالیبره می‌شد، تا اثرات وزن پله روی صفحه‌ی نیروی از بین رود.

^۱ Kratzenstein

^۲ Julius Wolff Institute

^۳ Step Over Step

^۴ Kistler

مفصل ران نسبت به سیستم مختصات محلی عضو ران در نظر گرفته شد.

$$f_{SCoRE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i c_1 + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2 \quad (1)$$

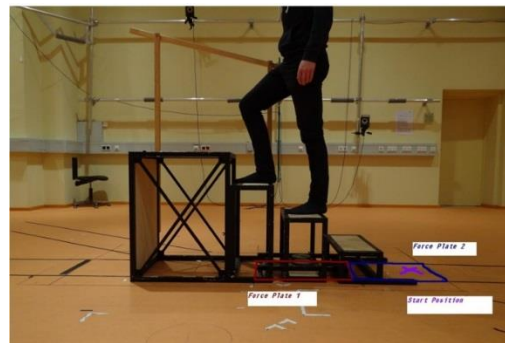
۲-۴-۲- تعیین محور مفصل زانو با رویکرد SARA

روش SARA [۲۵] برای محاسبه‌ی محور تابعی مفاصل، از استراتژی مشابه SCoRE استفاده می‌کند (معادله‌ی ۱) و جهت‌گیری محور مفصل c_1 و c_2 با کمینه کردن تابع با روش مربعات حداقل خطی قابل محاسبه می‌باشند. مزیت این روش به سایر روش‌های تابعی، قابلیت لحاظ کردن حرکات چرخشی دو عضو متصل به مفصل به صورت مستقل می‌باشد. در صورتی که بسیاری از روش‌ها، به انتقال حرکت یک عضو از سیستم مختصات گلوبال به سیستم مختصات لوکال عضو دیگر، قبل از محاسبه‌ی مرکز مفصل، نیاز دارند. در این روش‌ها، آرتیفکت‌های حرکتی مارکرها بر دقت ماتریس انتقال تاثیر گذاشته و در نتیجه دقت موقعیت مرکز مفصل را تحت تاثیر منفی قرار می‌دهد. در این مطالعه، محور فلکشن/اکستنشن زانو با استفاده از رویکرد SARA محاسبه شد. محور c_1 برای عضو ران در سیستم مختصات محلی ران، و محور c_2 نسبت به عضو ساق در سیستم مختصات محلی ساق، به دست آمدند. در حالی که حرکت هر محور با حرکت عضو متناظر با آن کوپل می‌باشد.

برای تعیین مرکز مفصل زانو روی هر یک از محورهای تابعی تیبیا و فمور، مارکرهای میانی و جانبی اپی‌کندیل فمور با موقعیت بهینه‌شده روی هر یک از این محورها تصویر شدند. نقطه‌ی میانی این دو مارکر تصویرشده روی هر یک از محورها به عنوان مرکز مفصل زانو (تیبیا و فمور) لحاظ شد.

حرکت‌های فلکشن/اکستنشن با زنجیره‌ی سینتیکی باز در حالت ایستاده، با ۳ بار تکرار برای محاسبه‌ی محور مفصل زانو با الگوریتم SARA توسط هر فرد انجام شد. محدوده‌ی زاویه‌ی فلکشن 95° - 15° برای محاسبه‌ی محور مفصل زانو در نظر گرفته شد تا از ایجاد باپاس ناشی از حرکات خاص فلکشن/اکستنشن هر فرد در محاسبات جلوگیری شود. ابتدا موقعیت‌های مارکرها در حرکات پایه‌ی هر فرد با روش OCST بهینه شدند. سپس مرکز نهایی مفصل ران و محور مفصل زانو از میانگین‌گیری محاسبات ۳ بار تکرار هر آزمون تعیین شد. برای مفصل زانو دو محور مفصل یکی متصل به عضو ران و دیگری متصل به ساق پا محاسبه شد.

با شروع از حالت ایستاده درست قبل از پله‌ی اول آغاز می‌شد و با قراردادن پا روی پله‌ی چهارم پایان می‌یافت. سپس موقعیت بهینه‌شده‌ی مارکرها برای عضو ران و ساق پا، محاسبه‌شده از حرکات مرجع، برای تعیین موقعیت بهینه‌ی مارکرها در هر یک از فریم‌های حرکتی بالارفتن از پله مورد استفاده قرار گرفتند. ماتریس‌های چرخش و انتقال در هر فریم با استفاده از موقعیت بهینه‌شده‌ی مارکرها محاسبه شدند. در نهایت، مراکز و محورهای محلی مفاصل، با این ماتریس‌های چرخش و انتقال به هر فریم منتقل شدند.



شکل (۲) - چیدمان پله‌ها و محل قرارگیری صفحات نیرو

۲-۴-۱- محاسبه‌ی مرکز مفصل ران با رویکرد SCoRE

جهت محاسبه‌ی مرکز مفصل ران با رویکرد SCoRE، هر فرد حرکت پایه‌ی "کمانی-ستاره‌ای"^۱ را در حالت ایستاده با ۳ بار تکرار انجام داد [۲۳]. روش ارائه شده در SCoRE، جهت محاسبه‌ی مرکز چرخش مفاصل گوی و کاسه، از داده‌های مربوط به حرکت اعضا، به کار می‌رود [۲۴]. در این روش سیستم مختصات محلی روی هر عضو از طریق موقعیت بهینه‌شده‌ی مارکرها در هر فریم زمانی تعیین می‌شود. مزیت این روش به سایر روش‌های تابعی این است که نیازی به فرضیه‌ی ثابت بودن موقعیت مرکز چرخش در سیستم مختصات گلوبال وجود ندارد. فلسفه‌ی این روش این است که موقعیت مرکز چرخش مفصل بایستی نسبت به سیستم مختصات محلی قرارگرفته روی هر دو عضو، ثابت باقی بماند.

با استفاده از رابطه‌ی (۱)، که در آن (S_i, d_i) و (R_i, t_i) ، به ترتیب ماتریس چرخش و انتقال از سیستم مختصات محلی به سیستم مختصات گلوبال هستند، مراکز موقعیت‌های مرکز چرخشی مفصل c_1 و c_2 از طریق کمینه کردن تابع با روش مربعات حداقل خطی^۲ قابل محاسبه هستند. مرکز مفصل ران در این مطالعه از روش SCoRE محاسبه شده و موقعیت مرکز

^۱ Star-Arc

^۲ Linear Least Square Method

۲-۴-۳- تعیین مرکز مفصل قوزک پا

نقطه‌ی میانی مارکرهای میانی و جانبی قوزک پا با موقعیت بهینه‌شده، به عنوان مرکز مفصل قوزک پا در نظر گرفته شد.

۲-۴-۴- تعیین محورهای آناتومیکی

محورهای آناتومیکی ران و ساق پا برای تعیین زاویای چرخشی کلینیکی تیپا-فمورال زانو تعریف شدند. مبدا سیستم مختصات سه‌بعدی فمور روی مرکز مفصل زانوی تصویرشده بر محور تابعی فمور قرار داده شد. محور اول چرخش فمور در واقع همان محور تابعی فمور بوده و محور دوم آن با اتصال مرکز مفصل زانو به مرکز مفصل ران، نرمال کردن و عمود کردن بر محور اول ایجاد شد ($V = (v_1, v_2, v_3)$). سیستم مختصات تیپا نیز به همین ترتیب با قرار دادن مبدا دستگاه مختصات روی مرکز مفصل زانوی روی محور تابعی تیپا به دست آمد، بطوری‌که محور تابعی تیپا به عنوان محور اول، و بردار اتصال‌دهنده‌ی مرکز مفصل زانو با مرکز مفصل پا با نرمال کردن و عمود کردن بر محور اول به عنوان محور دوم محاسبه شد. محور سوم برای هر سیستم مختصات با ضرب خارجی دو محور اول و تشکیل یک سیستم مختصات پادساعتگرد ($U = (u_1, u_2, u_3)$) تشکیل شد. مولفه‌های چرخشی تیپا-فمورال زانو شامل فلکشن/اکستنشن، واروس/والگوس و چرخش محوری داخلی/خارجی، با روش ارائه‌شده توسط روبرتسون [۲۶] محاسبه شدند. این روش جزء مجموعه‌ی پیشنهادی در بسته‌ی نرم‌افزاری OSSCA [۲۷] است. در روش روبرتسون [۲۶] از روش زوایای اوپلری با ترتیب ZYX استفاده می‌شود بدین ترتیب که:

$$R = U' \times V \\ = R_z(\gamma)R_y(\beta)R_x(\alpha) \quad (2)$$

که در آن α زاویه‌ی چرخش فلکشن/اکستنشن، β زاویه‌ی واروس/والگوس و γ چرخش محوری داخلی/خارجی است. این زوایا با استفاده از معادلات روبرتسون [۲۶] به شرح زیر محاسبه می‌شوند:

$$\beta = \arcsin(-r_{31}) = \arcsin(-u_3 \cdot v_1) \\ \alpha = \arctan\left(\frac{r_{32}}{\cos \beta}, \frac{r_{33}}{\cos \beta}\right) \\ = \arctan\left(\frac{u_3 \cdot v_2}{\cos \beta}, \frac{u_3 \cdot v_3}{\cos \beta}\right) \quad (3-4) \\ \gamma = \arctan\left(\frac{r_{21}}{\cos \beta}, \frac{r_{11}}{\cos \beta}\right) \\ = \arctan\left(\frac{u_2 \cdot v_1}{\cos \beta}, \frac{u_1 \cdot v_1}{\cos \beta}\right)$$

که در این روابط، r_{ij} مولفه‌های ماتریس چرخش نسبی فمور نسبت به تیپای R می‌باشند. برای تمامی این محاسبات با استفاده از مراجع ذکر شده کدنویسی انجام گرفت.

۲-۴-۵- نرمال کردن زمانی

با توجه به این‌که مدت زمان حرکت در یک سیکل حرکتی برای هر فردی با فرد دیگر تفاوت دارد، لازم است تا تمام این زمان‌ها در یک مقیاس قابل مقایسه بیان شوند. برای همین منظور، با حذف زمان طی شده، یک سیکل حرکتی در بازه‌ی ۰ تا ۱۰۰ درصد محاسبه می‌گردد که به این فرآیند نرمال کردن زمانی داده‌ها می‌گویند. گام کامل بالا رفتن از پله با آغاز تماس پای پیش‌تاز با پله‌ی اول شروع شده و با آغاز تماس پای اولیه^۱ و تماس نهایی پا با پله^۲، و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله^۳ از داده‌های سینماتیکی و با استفاده از الگوریتم سرعت پا^۴ [۲۸] محاسبه گردید. نتایج خام تحلیل‌های سینماتیکی به یک گام کامل بالا رفتن از پله (پله‌ی اول تا پله‌ی دوم) برای هر آزمون تقسیم شدند. سپس برای نرمالیزه کردن داده‌ها از الگوریتم میان‌یابی خطی استفاده گردید. در این روش هر یک از درجات آزادی چرخشی سینماتیکی به ۱۰۱ نقطه‌ی مجزا از ۰ تا ۱۰۰ درصد یک گام کامل تبدیل شدند. نرمالیزه کردن، امکان ترکیب و مقایسه‌ی پارامترهای سینماتیکی را بین افراد فراهم می‌کند. نیروهای عکس‌العمل زمین ثبت‌شده توسط صفحه‌ی نیرو، در فاز ایستایش پای پیش‌تاز در هر گام نسبت به وزن هر فرد و در یک گام کامل نرمالیزه شدند (N/BW). نقطه‌ی اوج اول (نقطه‌ی اوج ضربه^۵) و نقطه‌ی اوج دوم (نقطه‌ی اوج پیش‌روی^۶) نیروهای عمودی، نقطه‌ی اوج کمینه (نیروی خلفی) و نقطه‌ی اوج بیشینه‌ی (نیروی قدامی) نیروی قدامی/خلفی و هم‌چنین نمودار نیروی میانی/جانبی برای انجام تحلیل آماری استخراج شدند.

۲-۵- آنالیز آماری

با استفاده از نتایج سینماتیکی و سینتیکی در نقاط کلیدی متناظر، قابلیت اطمینان پارامترهای سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین از طریق مدل تاثیر رندوم دوطرفه با

^۱ Heel Strike 1

^۲ Heel Strike 2

^۳ Toe Off

^۴ Foot Velocity Algorithm

^۵ Impact Peak

^۶ Propulsion Peak

۰/۰۰۴ درصد وزن بدن برای پای آسیب‌دیده و معادل ۰/۰۰۳ و ۰/۰۰۶ درصد وزن بدن برای پای سالم بودند. ضرایب ICC میانگین برای پیک ضربه، پیک پیش‌روی و پیک اول و دوم نیروی برشی میانی/جانبی دارای مقادیر عالی و زیاد برای پای آسیب‌دیده و پای سالم بودند. محدوده‌ی ICC برای این مولفه‌های نیرویی (۰/۹۵-۰/۷۷) و با مقادیر مشابه برای پای آسیب‌دیده و سالم محاسبه شدند. اگرچه پیک نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل زمین دارای ICC ضعیف برای پای آسیب‌دیده با مقادیر ۰/۳۹ و ۰/۱۲ و ICC زیاد با مقادیر ۰/۷۰ و ۰/۸۲ برای پای سالم بودند.

یافته‌های این مطالعه نشان داد که مقادیر SEM برای چرخش در صفحه‌ی ساجیتال بیش‌تر از چرخش در صفحات فرونتال و عرضی و جابه‌جایی در صفحه‌ی ساجیتال بودند. پای با آسیب لیگامان قدامی دارای مقادیر پایین‌تر SEM نسبت به پای سالم در فاز ایستایش میانی و تماس نهایی پا با زمین برای زوایای چرخشی و جابه‌جایی زانو در هر سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و عرضی بود.

اگرچه مقادیر SEM در صفحه‌های فرونتال و عرضی تفاوت زیادی با مقادیر متناظر آن در صفحه‌ی ساجیتال نداشتند، سهم آن‌ها زمانی که با مقادیر میانگین زاویه‌ی چرخشی در این صفحات مقایسه می‌شوند، بیش‌تر از سهم SEM در میانگین چرخش صفحه‌ی ساجیتال می‌باشد. برای مثال، SEM در ایستایش میانی برای هر دو زاویه‌ی فلکشن و چرخش محوری زانو معادل ۰/۸^o بود. در حالی که این مقدار معادل ۱/۱٪ مقدار زاویه‌ی فلکشن در فاز ایستایش میانی (۷۴/۸^o) بود، اما معادل ۲۲٪ مقدار چرخش محوری زانو در این فاز (۳/۶^o) محاسبه شد (جدول ۱). بنابراین زمانی که SEM با مقدار پایین برای صفحات فرونتال و عرضی محاسبه می‌شود، سهم آن در مقدار میانگین نیز بایستی لحاظ شود.

نتایج این مطالعه، قابلیت اطمینان نسبی با سطح بالا و عالی در پیک ضربه، پیک پیش‌روی و پیک اول و دوم نیروی برشی میانی عکس‌العمل زمین برای هر دو پای آسیب‌دیده و سالم را نمایش دادند (جدول ۲). مقادیر ICC برای پای سالم در پیک‌های نیروی عمودی و پیک دوم نیروی میانی کمتر از پای آسیب‌دیده بود. نتیجه‌ی قابل توجه در این مطالعه هم‌سانی پایین نتایج با ضریب ICC ضعیف برای پای آسیب‌دیده در پیک نیروی برشی خلفی و قدامی عکس‌العمل زمین بود. هرچند پای سالم در نقاط متناظر دارای هم‌سانی زیاد با ICC بالا بود. علاوه بر سطح ضعیف به دست‌آمده برای ICC

اندازه‌گیری ضریب هم‌بستگی درون‌رده‌ای منفرد^۱، ICC(۲،۱)، ضریب هم‌بستگی درون‌رده‌ای متوسط^۲، ICC(۲،۵)، و پارامتر خطای اندازه‌گیری استاندارد^۳ (SEM) محاسبه و ارزیابی شدند.

۳- یافته‌ها و بحث

خطای استاندارد اندازه‌گیری (SEM) برای زوایای چرخشی زانو در نقاط کلیدی مربوط به صفحه‌ی ساجیتال برای پای آسیب‌دیده و پای سالم به ترتیب $^{\circ}(۰/۸-۲/۳)$ و $^{\circ}(۲/۲-۳/۸)$ بودند (جدول ۱). در صفحه‌ی فرونتال، نقاط کلیدی دارای SEM با محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۴-۰/۸)$ و $^{\circ}(۰/۴-۱/۳)$ به ترتیب برای پای آسیب‌دیده و سالم بودند. نتایج متناظر در صفحه‌ی عرضی با محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۷-۱/۵)$ برای پای آسیب‌دیده و $^{\circ}(۰/۶-۲/۹)$ برای پای سالم به دست آمدند. جابه‌جایی قدامی/خلفی در صفحه‌ی ساجیتال دارای قابلیت اطمینان با محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۷-۰/۷)$ - میلی‌متر برای پای آسیب‌دیده و محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۵-۰/۹)$ میلی‌متر برای پای سالم بود.

قابلیت اطمینان نسبی میانگین، ICC(۲، ۵)، در تمامی زوایای چرخشی و انتقالی تیبیا-فمورال زانو و مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین مقادیر بالاتری نسبت به قابلیت اطمینان نسبی منفرد، ICC(۲،۱)، داشت (جدول ۱). هیچ‌گونه روند مشخص و منظمی برای ICC منفرد و میانگین با پیش‌روی در طول سیکل کامل گیت یافت نشد. پای با آسیب لیگامان قدامی زانو مقادیر مشابه ICC در محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۷۸-۰/۹۹)$ را نسبت به پای سالم با ICC در محدوده‌ی $^{\circ}(۰/۶۲-۰/۹۹)$ تجربه کرد.

مقادیر ICC و SEM محاسبه‌شده برای مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جدول (۲) نمایش داده شده است. پای آسیب‌دیده برای نیروی عمودی نرمالیزه‌شده‌ی عکس‌العمل زمین دارای مقادیر SEM معادل ۰/۰۲۰ و ۰/۰۱۹ (درصد وزن بدن)، و پای سالم دارای مقادیر SEM معادل ۰/۰۱۷ و ۰/۰۲۶ (درصد وزن بدن) به ترتیب در پیک اول (پیک ضربه) و پیک دوم (پیک پیش‌روی) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بودند. مقادیر SEM برای پیک نیروی قدامی/خلفی نرمالیزه‌شده‌ی عکس‌العمل زمین معادل ۰/۰۱۵ و ۰/۰۰۹ درصد وزن بدن برای پای آسیب‌دیده و معادل ۰/۰۰۷ و ۰/۰۰۵ درصد وزن بدن برای پای سالم به دست آمد. پیک اول و دوم نیروی میانی/جانبی عکس‌العمل زمین دارای SEM معادل ۰/۰۰۵ و

^۱ Single Measure Intraclass Correlation Coefficient

^۲ Average Measure Intraclass Correlation Coefficient

^۳ Standard Error Of Measurement (SEM)

تغییرپذیری حرکتی بیشتر در زانوی آسیب‌دیده باشد. با در نظر گرفتن این پارامتر، زانوی آسیب‌دیده قادر به ایجاد حرکت‌های هم‌سان و پویا در آزمون‌های تکراری بالا رفتن از پله نمی‌باشد. این عدم توانایی عمل‌کردی ممکن است در نهایت منجر به ناپایداری فرد در بالا رفتن از پله شود. هر چند تایید صحت این موضوع نیاز به تکرارهای بیشتر از سه بار آزمون در یک روز و مقایسه‌ی بین-روزی افراد دارد.

متوسط، افراد آسیب‌دیده در این دو پیک نیروی قدامی/خلفی عکس‌العمل زمین دارای ICC منفرد ضعیف نیز بودند. این مطلب می‌تواند بیان‌گر توانایی ضعیف پای آسیب‌دیده برای ایجاد نیروی هماهنگ در طول سیکل‌های مختلف بالا رفتن از پله باشد. در واقع، می‌توان این‌گونه تعبیر کرد که در شرایط مشابه آزمایشگاهی و اندازه‌گیری، قابلیت اطمینان کمتر در پای آسیب‌دیده نسبت به پای سالم ممکن است ناشی از

جدول (۱) - ضریب هم‌بستگی درون‌رده‌ای منفرد و متوسط برای پارامترهای سینماتیکی در طول سیکل کامل گیت بالا رفتن از پله

پارامتر سینماتیکی	پای آسیب‌دیده			پای سالم			نقاط کلیدی گیت	پارامتر سینماتیکی	
	SEM [†] [°]	ICC [‡] (۲,۵)	ICC [‡] (۲,۱)	SEM [†] [°]	ICC [‡] (۲,۵)	ICC [‡] (۲,۱)			
فلکشن/اکستنشن	۳/۰	۰/۹۲	۰/۷۹	۸۵/۹ (۲/۹)	۲/۳	۰/۹۰	۰/۷۶	۸۴/۹ (۲/۰)	تماس اولیه پا با زمین
	۳/۱	۰/۸۹	۰/۷۴	۷۴/۵ (۲/۷)	۰/۸	۰/۹۷	۰/۹۰	۷۴/۸ (۱/۳)	ایستایش میانی
	۳/۲	۰/۸۲	۰/۶۱	۹/۵ (۲/۱)	۱/۱	۰/۹۲	۰/۸۰	۱۶/۸ (۱/۱)	اکستنشن نهایی
	۳/۸	۰/۸۸	۰/۷۱	۶۱/۸ (۳/۰)	۱/۱	۰/۹۷	۰/۹۱	۶۲/۱ (۱/۸)	جداشدن پا از زمین
	۲/۲	۰/۹۶	۰/۸۹	۱۰۰/۰ (۳/۱)	۰/۹	۰/۹۸	۰/۹۵	۹۹/۴ (۲/۱)	بیشینه فلکشن در فاز گردشی
	۲/۴	۰/۹۵	۰/۸۵	۸۶/۷ (۲/۹)	۱/۶	۰/۹۵	۰/۸۶	۸۶/۲ (۱/۹)	تماس نهایی پا با زمین
واروس/والگوس	۰/۹	۰/۸۹	۰/۷۴	-۰/۳ (۰/۸)	۰/۶	۰/۹۷	۰/۹۰	-۰/۸ (۰/۸)	تماس اولیه پا با زمین
	۰/۸	۰/۹۳	۰/۸۲	۰/۴ (۰/۸)	۰/۵	۰/۹۴	۰/۸۴	-۰/۱ (۰/۶)	ایستایش میانی
	۰/۴	۰/۹۷	۰/۹۱	-۰/۴ (۰/۶)	۰/۴	۰/۹۱	۰/۷۷	۰/۰ (۰/۴)	اکستنشن نهایی
	۰/۹	۰/۹۱	۰/۷۸	۳/۲ (۰/۸)	۰/۸	۰/۹۰	۰/۷۵	۳/۴ (۰/۷)	جداشدن پا از زمین
	۰/۷	۰/۹۵	۰/۸۷	۲/۳ (۰/۹)	۰/۶	۰/۹۸	۰/۹۵	۱/۲ (۱/۳)	بیشینه فلکشن در فاز گردشی
	۱/۳	۰/۸۲	۰/۶۱	-۰/۱ (۰/۸)	۰/۴	۰/۹۹	۰/۹۶	-۱/۴ (۰/۹)	تماس نهایی پا با زمین
چرخش محوری داخلی/خارجی	۱/۰	۰/۹۷	۰/۹۱	۸/۰ (۱/۵)	۱/۲	۰/۸۹	۰/۷۳	۳/۷ (۱/۰)	تماس اولیه پا با زمین
	۱/۲	۰/۹۰	۰/۷۱	۶/۰ (۱/۰)	۰/۸	۰/۹۳	۰/۸۲	۳/۶ (۰/۸)	ایستایش میانی
	۲/۹	۰/۶۲	۰/۳۵	۵/۰ (۱/۳)	۱/۳	۰/۸۴	۰/۶۴	۴/۸ (۰/۹)	اکستنشن نهایی
	۰/۹	۰/۹۵	۰/۸۷	۱/۲ (۱/۱)	۱/۵	۰/۷۸	۰/۵۴	۲/۰ (۰/۹)	جداشدن پا از زمین
	۰/۶	۰/۹۹	۰/۹۷	۴/۹ (۱/۶)	۱/۱	۰/۹۳	۰/۸۱	۲/۲ (۱/۱)	بیشینه فلکشن در فاز گردشی
	۱/۰	۰/۹۶	۰/۸۹	۷/۲ (۱/۴)	۰/۷	۰/۹۶	۰/۸۸	۳/۰ (۰/۹)	تماس نهایی پا با زمین
جابه‌جایی قدامی/خلفی	۰/۶	۰/۹۷	۰/۹۱	-۲/۳ (۱/۰)	۰/۷	۰/۹۵	۰/۸۶	-۲/۷ (۰/۸)	تماس اولیه پا با زمین
	۰/۹	۰/۹۳	۰/۸۱	-۲/۱ (۱/۰)	۰/۴	۰/۹۸	۰/۹۵	-۳/۰ (۰/۹)	ایستایش میانی
	۰/۹	۰/۹۷	۰/۹۱	-۲/۹ (۱/۳)	۰/۶	۰/۹۸	۰/۹۵	-۲/۱ (۱/۲)	اکستنشن نهایی
	۰/۷	۰/۹۶	۰/۸۹	-۲/۴ (۱/۰)	۰/۷	۰/۹۵	۰/۸۶	-۴/۰ (۰/۹)	جداشدن پا از زمین
	۰/۵	۰/۹۸	۰/۹۴	-۲/۷ (۱/۰)	۰/۷	۰/۹۷	۰/۹۳	-۳/۹ (۱/۲)	بیشینه فلکشن در فاز گردشی
	۰/۶	۰/۹۸	۰/۹۵	-۱/۳ (۱/۱)	۰/۵	۰/۹۸	۰/۹۴	-۲/۷ (۱/۰)	تماس نهایی پا با زمین

علامت و اختصارات: [†] standard error of mean; [‡] average measure intra-class correlation coefficient; [‡] single measure intra-class correlation coefficient; [†] standard error of measurement

جدول (۲) - ضریب هم‌بستگی درون‌رده‌ای منفرد و متوسط برای مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طول فاز ایستایشی هنگام بالا رفتن از پله

نیروی عکس‌العمل زمین	پای آسیب‌دیده			پای سالم			نیروی عکس‌العمل زمین	
	SEM [†] [N/BW]	ICC [‡] (۲,۵)	ICC [‡] (۲,۱)	SEM [†] [N/BW]	ICC [‡] (۲,۵)	ICC [‡] (۲,۱)		
پیک ضربه	۰/۰۱۷	۰/۷۷	۰/۵۲	۱/۰۷۸ (۰/۰۳۵)	۰/۲۰	۰/۹۲	۰/۷۹	۰/۹۹۱ (۰/۰۷۲)
پیک پیش‌روی	۰/۰۳۶	۰/۷۹	۰/۵۶	۱/۰۷۸ (۰/۰۷۸)	۰/۰۱۹	۰/۹۲	۰/۸۰	۱/۰۶۷ (۰/۰۶۸)
بیشینه نیروی خلفی عکس‌العمل زمین	۰/۰۰۷	۰/۷۰	۰/۴۳	-۰/۰۶۵ (۰/۰۱۲)	۰/۰۱۵	۰/۳۹	۰/۱۸	-۰/۰۴۵ (۰/۰۱۹)
بیشینه نیروی قدامی عکس‌العمل زمین	۰/۰۰۵	۰/۸۲	۰/۶۰	۰/۰۴۲ (۰/۰۱۱)	۰/۰۰۹	۰/۱۲	۰/۰۵	۰/۰۴۲ (۰/۰۱۰)
بیشینه اول نیروی میانی عکس‌العمل زمین	۰/۰۰۳	۰/۹۳	۰/۸۲	۰/۰۵۱ (۰/۰۱۳)	۰/۰۰۵	۰/۹۰	۰/۷۴	۰/۰۴۶ (۰/۰۱۶)
بیشینه دوم نیروی میانی عکس‌العمل زمین	۰/۰۰۶	۰/۸۶	۰/۶۷	۰/۰۴۷ (۰/۰۱۷)	۰/۰۰۴	۰/۹۵	۰/۸۷	۰/۰۳۹ (۰/۰۱۸)

newton per body weight [†] standard error of measurement; [‡] average measure intra-class correlation coefficient; [‡] single measure intra-class correlation coefficient; [†] standard error of mean

۵- مراجع

- [1] Boden, B.P., et al., Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 2000. **23**(6): p. 573-578.
- [2] Miyasaka, K., et al., The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg*, 1991. **4**(1): p. 3-8.
- [3] Zabala, M.E., et al., Three-dimensional knee moments of ACL reconstructed and control subjects during gait, stair ascent, and stair descent. *J Biomech*, 2013. **46**(3): p. 515-20.
- [4] Hall, M., C.A. Stevermer, and J.C. Gillette, Gait analysis post anterior cruciate ligament reconstruction: knee osteoarthritis perspective. *Gait Posture*, 2012. **36**(1): p. 56-60.
- [5] Zhang, L.-Q., et al., Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion—compensatory mechanism. *Gait & posture*, 2003. **17**(1): p. 34-42.
- [6] Gao, B., M.L. Cordova, and N.N. Zheng, Three-dimensional joint kinematics of ACL-deficient and ACL-reconstructed knees during stair ascent and descent. *Human movement science*, 2012. **31**(1): p. 222-235.
- [7] Berchuck, M., et al., Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 1990. **72**(6): p. 871-877.
- [8] Bulgheroni, P., et al., Walking in anterior cruciate ligament injuries. *The Knee*, 1997. **4**(3): p. 159-165.
- [9] Thambyah, A., P. Thiagarajan, and J.G.C. Hong, Knee joint moments during stair climbing of patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Clinical Biomechanics*, 2004. **19**(5): p. 489-496.
- [10] Tibone, J.E., et al., Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. *The American journal of sports medicine*, 1986. **14**(4): p. 276-284.
- [11] Dai, B., et al., Using ground reaction force to predict knee kinetic asymmetry following anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 2014. **24**(6): p. 974-981.
- [12] Riener, R., M. Rabuffetti, and C. Frigo, Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & posture*, 2002. **15**(1): p. 32-44.
- [13] Ernst, G.P., et al., Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*, 2000. **80**(3): p. 251-60.
- [14] Irrgang, J., Modern trends in anterior cruciate ligament rehabilitation: nonoperative and postoperative management. *Clinics in sports medicine*, 1993. **12**(4): p. 797-813.
- [15] Chmielewski, T.L., Asymmetrical lower extremity loading after ACL reconstruction: more than meets the eye. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2011. **41**(6): p. 374-376.
- [16] Gardinier, E.S., et al., Gait and neuromuscular asymmetries after acute ACL rupture. *Medicine*

در روش تحلیل داده‌ها از یکی از قوی‌ترین روش‌های تحلیل سینماتیکی با عنوان OSSCA که ترکیبی از روش‌های OCST برای از بین بردن آرتیفکت‌های حرکتی مارکرها و بهینه‌سازی موقعیت آن‌ها، SARA روش دقیق تعیین محور تابعی زانو و SCoRE برای تعیین دقیق و تابعی مرکز مفصل ران می‌باشد، بهره گرفته شده است، تا قابلیت ارجاع کلینیکی نتایج به حداکثر خود برسد.

استفاده از حجم نمونه‌ی مناسب، استفاده از کلاسترهای ۱۰-۸ تایی، استفاده از ۱۰ دوربین وایکن و ساختار پله با ۴ گام از مهم‌ترین عوامل آزمایشگاهی تقویت‌کننده‌ی این مطالعه بودند. تکنیک مورد استفاده جهت تحلیل سینماتیکی، روش OSSCA می‌باشد که یکی از قوی‌ترین روش‌های سینماتیکی با جادادن روش مناسب برای از بین بردن آرتیفکت‌های حرکتی مارکرها، بهینه‌سازی موقعیت آن‌ها و محاسبه‌ی تابعی محورها و مراکز مفاصل در بسته‌ی نرم‌افزاری خود محسوب می‌شود.

در روند این مطالعه محدودیت‌هایی نیز وجود داشته است. یکی از این محدودیت‌ها، استفاده از مارکرهای سطحی انعکاس‌دهنده برای تحلیل‌های سینماتیکی است. حرکت‌های ثبت‌شده‌ی مارکرها توسط دوربین‌ها ممکن است ناشی از حرکت مارکر نسبت به پوست زیرین آن باشد و ناشی از حرکت واقعی استخوان زیرین نباشد. تاثیر این خطا، به خصوص در چرخش‌های خارج از صفحه‌ی ساجیتال که دامنه‌ی حرکتی کمی وجود دارد، چشم‌گیرتر است. تعداد ۳ تکرار آزمون برای محاسبات قابلیت اطمینان لحاظ شد که افزایش این تعداد تکرارها به حداقل ۵ بار می‌توانست نتایج قابلیت اطمینان را بهبود بخشد. تکرارپذیری نتایج با بررسی میزان تشابه شکل موج‌های پارامترهای سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین در این مطالعه بررسی نشد. علاوه بر این، قابلیت اطمینان و تکرارپذیری بین‌روزی در این مطالعه مورد بررسی قرار نگرفت که ممکن است منجر به نتایج متفاوتی در مقایسه‌ی این پارامترها بین پای آسیب‌دیده و پای سالم باشد.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه بیان‌گر قابلیت اطمینان زوایای چرخشی تیبا-فمورال زانو و نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب لیگامان قدامی هنگام بالا رفتن از پله می‌باشد.

- [23] Camomilla, V., et al., An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of biomechanics*, 2006. **39**(6): p. 1096-1106.
- [24] Ehrig, R.M., et al., The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. *Journal of biomechanics*, 2011. **44**(7): p. 1400-1404.
- [25] Ehrig, R.M., et al., A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics*, 2007. **40**(10): p. 2150-2157.
- [26] Robertson, G., et al., *Research methods in biomechanics*, 2E. 2013: Human Kinetics.
- [27] Taylor, W., et al., Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb. *Gait & posture*, 2010. **32**(2): p. 231-236.
- [28] O'Connor, C.M., et al., Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & posture*, 2007. **25**(3): p. 469-474.
- and science in sports and exercise, 2012. **44**(8): p. 1490.
- [17] Scott, A., Falls on stairways: literature review. 2005: Health and Safety Laboratory.
- [18] Pohl, M.B., C. Lloyd, and R. Ferber, Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait Posture*, 2010. **32**(4): p. 559-63.
- [19] Adachi, N., et al., Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 2002. **73**(3): p. 330-334.
- [20] Zimny, M.L., M. Schutte, and E. Dabezies, Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *The Anatomical Record*, 1986. **214**(2): p. 204-209.
- [21] Rudolph, K.S., et al., Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2001. **9**(2): p. 62-71.
- [22] Kratzenstein, S., et al., Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait & posture*, 2012. **36**(3): p. 482-486.