

## **Kinematic Differences in Participants with ACL-deficient Knees during Stair Ascending with Different Height**

M. Hajizadeh<sup>1</sup>, A. Hashemi Oskouei<sup>2\*</sup>, F Ghalichi<sup>3</sup>, F. Tabatabai Ghomshe<sup>4</sup>, M. Razi<sup>5</sup>, Gisela Sole<sup>6</sup>

<sup>1</sup>MSc, Biomechanics Division, Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>2</sup>Assistant Professor, Biomechanics Division, Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>3</sup>Professor, Biomechanics Division, Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>4</sup>Associate Professor, Ergonomy Group, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

<sup>5</sup>Assistant Professor, Orthopaedic Group, School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

<sup>6</sup> Senior Lecturer, Center for Health, Activity and Rehabilitation Research, School of Physiotherapy, University of Otago, New Zealand

Receipt in the online submission system 15 August 2015, received in revised form 7 December 2015, accepted 8 January 2016

---

### **Abstract**

Patients with ACL deficiency (ACLD) have to use different compensatory mechanisms to maintain their stability during daily activities. The aim of this study is to determine the differences in 3D kinematics and peak ground reaction forces (GRF) between ACL deficient legs and healthy contralateral legs during stair ascent. Eight subjects with unilateral ACL deficiency participated in this study. Healthy contralateral legs were considered as control group for further comparisons to ACL deficient legs. A six camera VICON motion analysis system and 2 portable force plates were used to record the locomotion while walking up custom-made stairs with two different step heights. Advanced OSSCA technique was used to assess tibiofemoral knee kinematics, a combination of symmetrical axis of rotation (SARA), symmetrical center of rotation estimation (SCoRE) and optimal common shape technique (OCST). The results of this study show that participants with ACLD experienced different kinematics and peak GRFs in different step heights ( $p < 0.05$ ). During ascending stairs with 17cm height, legs with ACLD exhibited less varus, more external rotation and less impact peak in pre-swing stance and early swing phase compared to contralateral healthy leg ( $p < 0.05$ ). The other stair height, 20 cm, resulted in more extension, more valgus and more external tibia rotation in injured leg compared to contralateral leg during terminal extension of stance phase ( $p < 0.05$ ). In both step heights, injured leg reached its maximum extension peak at an earlier time. The results of this study imply that participants with ACLD make use of different 3D rotational tibiofemoral kinematics and different GRF compared to healthy contralateral leg. These compensatory mechanisms would finally bring about different knee joint loading, which provides the potential of cartilage degeneration and early osteoarthritis.

**Key words:** *Anterior cruciate ligament, Kinematics, GRF, Stair ascent, Gait analysis*

---

\*Corresponding author

Address: Biomechanics Group, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, P.O. Box:51335-1996, Tabriz, Iran

Tel: +98-411-33459466

Fax: +98-411-33444309

E-mail: [ali.hashemi@sut.ac.ir](mailto:ali.hashemi@sut.ac.ir)

## بررسی تغییرات پارامترهای سینماتیکی زانو در افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی در حین بالارفتن از پله با ارتفاع‌های متفاوت

مریم حاجی زاده<sup>۱</sup>، علیرضا هاشمی اسکویی<sup>۲\*</sup>، فرزانه قالیچی<sup>۳</sup>، فرهاد طباطبایی قمشه<sup>۴</sup>، محمد رازی<sup>۵</sup>، گزیلا سولو<sup>۶</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

<sup>۲</sup> استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

<sup>۳</sup> استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

<sup>۴</sup> دانشیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توان بخشی، تهران، ایران

<sup>۵</sup> استادیار، گروه ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

<sup>۶</sup> استادیار، گروه توان بخشی و سلامت، دانشکده فیزیوتراپی، دانشگاه اتاگو، نیوزیلند

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۵/۲۴، بازنگری: ۱۳۹۴/۹/۱۶، پذیرش قطعی: ۱۳۹۴/۱۰/۸

### چکیده

افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی زانو برای حفظ پایداری خود در غیاب لیگامان از یک سری مکانیزم‌های جبرانی حرکتی در حین انجام فعالیت‌های مختلف بهره می‌گیرند. هدف از انجام این مطالعه، بررسی تفاوت‌های درون‌گروهی سینماتیکی و نقاط اوج نیروی عکس‌العمل زمین هنگام بالارفتن از پله در این گروه افراد می‌باشد. در این مطالعه، ۸ فرد با آسیب یک‌طرفه لیگامان صلیبی قدامی شرکت کردند. پای سالم افراد آسیب دیده به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد و تمامی مقایسه‌ها بین پای سالم و پای آسیب دیده انجام گرفت. سیستم آنالیز حرکت VICON به همراه دو صفحه‌ی نیرو برای ثبت فعالیت حرکتی افراد هنگام بالارفتن از پله با دو ارتفاع متفاوت به کار گرفته شد. محاسبات سینماتیکی تیبیافمورال با تکنیک جدید OSSCA انجام شد که ترکیبی از رویکرد SARA برای تعیین محور فانکشنال زانو، SCORE برای تعیین مرکز مفصل ران و OCST برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی مارکرها می‌باشد. براساس نتایج این مطالعه، افراد با آسیب لیگامان صلیبی برای دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متری پله مکانیزم‌های انطباقی سینماتیکی و نقطه‌ی اوج نیرویی متفاوتی داشتند. در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری و در ابتدای فاز یا مرحله‌ی گردش پای آسیب دیده زاویه-ی واروس کمتر، چرخش محوری خارجی بیشتر و نقطه‌ی اوج ضربه‌ی کمتری ( $p < 0.05$ ) را نسبت به پای سالم تجربه کرد. در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری پای آسیب دیده زاویه‌ی اکستنشن بیشتر، والگوس بیشتر و چرخش محوری خارجی بیشتری ( $p < 0.05$ ) را در فاز اکستنشن نهایی ایستایش نسبت به پای سالم داشت. در هر دو ارتفاع پله، تقدم رسیدن به نقطه‌ی اوج اکستنشن در پای آسیب دیده نسبت به پای سالم مشاهده شد. نتایج این مطالعه تایید می‌کند که افراد با آسیب لیگامان قدامی، درجات آزادی چرخشی تیبیافمورال و نیروی عکس‌العمل متفاوتی نسبت به پای سالم خود دارند. این مکانیزم‌های جبرانی در نهایت به تغییر بارگذاری زانو، فرسایش غضروف و ابتلا به آرتروز زودرس این افراد منجر می‌شود.

کلیدواژه‌ها: لیگامان صلیبی قدامی زانو، سینماتیک، نیروی عکس‌العمل زمین، بالارفتن پله، آنالیز حرکت

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران صندوق پستی: ۱۹۹۶-۱۳۳۵

تلفن: ۳۳۴۵۹۴۶۶ (۴۱۱)۹۸+

فکس: ۳۳۴۴۴۳۰۹ (۴۱۱)۹۸+

پست الکترونیکی: ali.hashemi@sut.ac.ir

## ۱- مقدمه

آسیب لیگامان صلیبی قدامی زانو یکی از رایج‌ترین آسیب‌های زانو به ویژه در افراد جوان ورزشکار است [۲۰،۱]. گیرنده‌های مکانیکی روی سطح لیگامان صلیبی قدامی، که بر عملکرد ماهیچه‌های آنتاگونیست تاثیر می‌گذارند و مانع از جابجایی و چرخش محوری بیش از حد تیبیا نسبت به فمور می‌شوند، در اثر آسیب این لیگامان از بین می‌روند [۳]. پارگی لیگامان صلیبی قدامی و عواقب عصبی-فیزیولوژیکی ناشی از آن، منجر به ایجاد اختلال در پایداری زانو و تغییرات سینماتیکی مفصل زانو در حین انجام فعالیت‌های متفاوت می‌شود [۵،۴]. الگوی بارگذاری سطوح مفصلی زانو در اثر تغییرات سینماتیکی دچار تحول شده و احتمال ابتلا به آرتروز را در حین انجام فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن یا پیمودن پله افزایش می‌دهند و احتمال ابتلا به آرتروز زودرس در این گروه افراد افزایش می‌یابد [۵-۸].

افراد با آسیب لیگامان صلیبی قدامی، الگوهای حرکتی خود را با تغییر الگوی فعالیت ماهیچه‌ها و تغییرات سینماتیکی و سینتیکی اندام تحتانی تغییر می‌دهند [۵،۴]. به علت پیچیدگی‌های زانو، رسیدن به درک درستی از این تغییرات برای حفظ پایداری دینامیکی زانو می‌تواند در رویکردهای درمانی و توان‌بخشی در این گروه افراد بسیار موثر باشد. در تعدادی از مطالعات قبلی، تغییرات پارامترهای سینماتیکی ناشی از افزایش فعالیت ماهیچه‌ی همسترینگ برای ایجاد پایداری و مقید کردن حرکت رو به جلوی تیبیا و کاهش فعالیت ماهیچه‌ی چهارسرانی برای کاهش احساس نیاز به وجود لیگامان صلیبی قدامی در هنگام راه رفتن ذکر شدند [۱۰،۹،۵]. اگرچه در برخی از مطالعات دیگر، زوایای فلکشن بالا، مانند بالا رفتن از پله، عضله‌ی چهارسرانی منجر به جابجایی رو به عقب تیبیا می‌شود و فرد نیازی به لیگامان صلیبی قدامی ندارد [۱۲،۱۱]. در برخی مطالعات، تغییرات معنی‌دار پارامترهای سینماتیکی سه‌بعدی در حین راه رفتن و بالا رفتن از پله گزارش شده است [۱۴،۱۳،۹،۷،۱]. در تعدادی از مطالعات، افزایش چرخش داخلی محوری تیبیافمورال زانو در افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی هنگام

راه رفتن مشاهده شده است [۱۵،۴]. در حالی که برخی دیگر از مطالعات، افزایش چرخش خارجی محوری تیبیافمورال زانو را گزارش نمودند [۱۷،۱۶]. گائو و همکارانش [۱] وجود اختلافات معنی‌دار در هر سه پارامتر چرخشی تیبیافمورال زانو در حین بالا رفتن از پله را تایید کردند، اگرچه تکادا و همکارانش [۱۸] کاهش زاویه‌ی والگوس و کاهش چرخشی محوری تیبیافمورال زانو در پای آسیب‌دیده را بدون اختلاف معنی‌دار مطرح کردند. تامپا و همکارانش [۵] نیز عدم تغییر پارامترهای سینماتیکی را در هنگام بالا رفتن از پله گزارش کردند. تغییرات سینماتیکی زانو در پای با آسیب لیگامان صلیبی قدامی در صفحه‌ی چرخش محوری (عرضی) آشکارتر از تغییرات در صفحه‌ی ساجیتال گزارش گردید [۱۸]. تغییرات هر چند ناچیز چرخش محوری تیبیافمورال زانو نسبت به حالت نرمال باعث شتاب در روند فرسایش غضروف خواهد شد [۱۹،۱۶]، که در ابتلا به آرتروز زودرس بسیار مهم به نظر می‌رسد.

بالا رفتن از پله با افزایش ۲۵-۱۲ درصدی بارگذاری روی مفصل زانو همراه است و فرد مجبور است برای طی کردن موفقیت‌آمیز پله علاوه بر پیشروی بدن، عمل بالا بردن بدن را نیز انجام دهد [۲۰،۵]. بنابراین مکانیزم‌های جبرانی به-کارگرفته شده توسط افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی در حین بالا رفتن از پله با راه رفتن روی سطح صاف متفاوت است. افراد با ناکارآمدی لیگامان هنگام راه رفتن روی سطح صاف از مکانیزم کاهش فعالیت ماهیچه چهارسران<sup>۱</sup> استفاده می‌کنند، در حالی که راه رفتن روی پله به دلیل ساختار مکانیکی پله به افزایش زاویه‌ی فلکشن زانو منجر می‌شود و گشتاور فلکسور افزایش می‌یابد. بنابراین مکانیزم کاهش فعالیت ماهیچه‌ی چهارسر برای کاهش نیروی برشی رو به جلوی تیبیا، ممکن است مکانیزم انطباقی مناسبی در این فعالیت نباشد [۱۱،۹]. به علاوه، بالا رفتن از پله به عنوان یک برنامه‌ی توان‌بخشی زنجیره‌ی سینتیکی بسته برای افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی بهکار می‌رود [۲۲،۲۱]. بسیاری از سیستم‌های امتیازبندی زانو نیز توانایی بالا رفتن از پله را به عنوان معیارهای ارزیابی خود لحاظ می‌کنند [۲۳].

<sup>۱</sup>Quadriceps avoidance

بالا رفتن از پله صحت فرضیات زیر بررسی شود: (۱) سینماتیک سه‌بعدی زانو با آسیب لیگامان صلیبی قدامی در مقایسه با پای آسیب‌دیده متفاوت است (تفاوت درون-گروهی)؛ (۲) تغییر ارتفاع پله تحولی در پارامترهای سینماتیکی زانو، تفاوت‌های درون‌گروهی و مکانیزم‌های جبرانی به‌کارگرفته شده در افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی ایجاد می‌کند؛ (۳) افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی توازن حرکتی خود را با اجتماع یا اشتراکی از تغییرات الگوهای سینماتیکی و نحوه‌ی قرار دادن پا بر روی پله برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین بر پای آسیب‌دیده در فاز ایستایش، حفظ می‌کنند.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- افراد شرکت‌کننده

در این مطالعه، افراد با آسیب لیگامان صلیبی قدامی که به کلینیک ارتوپد متخصص زانو مراجعه کرده بودند، با داشتن شرایط ورود به مطالعه و اخذ رضایت کامل و کتبی از آنها انتخاب شدند. شرایط ورود عبارت بودند از: آسیب یک‌طرفه-ی لیگامان صلیبی قدامی زانو، عدم آسیب یا ترمیم مینیسک و لیگامان‌های طرفی زانو در پای آسیب‌دیده و پای سالم، عدم سابقه‌ی آسیب یا جراحی قبلی لیگامان صلیبی در پای آسیب‌دیده یا سالم، عدم سابقه‌ی جراحی در مفاصل اندام تحتانی پای آسیب‌دیده و سالم، توانایی بالا رفتن از پله بدون استفاده از نرده، نداشتن درد و تورم زانوی درگیر و داشتن سلامت کامل قلبی-عروقی. مطابق با این معیارها، ۸ فرد با جنسیت مذکر و محدوده‌ی سنی ۳۵-۱۸ (میانگین و انحراف معیار ۲۷±۵/۵) سال که به مدت میانگین ۱۸-۱ ماه (۶±۴ ماه) از آسیب آنها می‌گذشت، برای انجام آزمون‌های آنالیز حرکت انتخاب شدند. کلیات مطالعه، اهداف آن و روش کار به افراد توضیح داده شد و پس از اخذ رضایت، از آنها دعوت به عمل آمد تا برای انجام آزمایشات در محل آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران حضور یابند.

نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان یک عامل اصلی تعیین‌کننده در گشتاور وارده بر مفصل زانو مطرح شده است [۲۴]. در واقع، گشتاور مفصل زانو با تغییر دو پارامتر نیروی عکس-العمل زمین و بازوی گشتاور ایجادشده در اثر موقعیت مفصل تیبیافمورال زانو تغییر می‌کند. افراد با آسیب لیگامان قدامی ممکن است برای کاهش گشتاور وارده به مفصل زانو به جای تغییرات چرخشی مفصل، از تغییر نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان مکانیزم جبرانی حرکتی خود بهره‌گیرند. کاهش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌تواند بدین معنا نیز باشد که فرد با احتیاط بیشتری پای آسیب‌دیده‌ی خود را بر روی زمین قرار می‌دهد [۱۰]. تغییرات معنادار نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و جلویی-عقبی عکس‌العمل زمین در افراد با آسیب لیگامان قدامی در برخی از مطالعات قبلی تایید شده‌اند [۲۵، ۱۰، ۵]. بنابراین بررسی تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند برای رسیدن به درک درستی از مکانیزم‌های جبرانی به-کارگرفته شده توسط پای با آسیب لیگامان قدامی و نیز تقارن بین پای سالم و پای آسیب‌دیده مفید باشد.

تاکنون مطالعات اندکی به بررسی تغییرات سینماتیکی سه-بعدی افراد با آسیب لیگامان صلیبی قدامی زانو هنگام بالا رفتن پله پرداخته‌اند و نتایج این مطالعات گاهی متناقض به‌نظر می‌رسد [۱۸، ۱۱، ۹، ۵، ۱]. داشتن درک درست از تغییرات سینماتیکی و نیرویی افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی هنگام بالا رفتن از پله، یکی از فعالیت‌های رایج روزمره که چالش عملکردی بیشتری نسبت به راه‌رفتن روی سطح ایجاد می‌کند، می‌تواند در جلوگیری از سایر آسیب‌دیدگی‌های اسکلتی-عضلانی مانند فرسایش غضروف و ابتلا به آرتروز زودرس مؤثر باشد. تفاوت در ساختار پله می‌تواند یکی از دلایل تناقض در مکانیزم‌های انطباقی سینماتیکی هنگام بالا رفتن از پله باشد. تاکنون مطالعه‌ای اثر تغییر ارتفاع پله را بر پارامترهای سینماتیکی زانو در این افراد بررسی نکرده است.

هدف از انجام این مطالعه این است که به کمک تجهیزات آنالیز حرکتی، تحلیل‌های سینماتیکی تیبیافمورال زانو و چگونگی قرار دادن پا به لحاظ اعمال نیرو در فاز ایستایش<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup>Stance phase

## ۲-۲- وسایل و تجهیزات

داده‌های بیومکانیکی در آزمایشگاه آنالیز حرکت مجهز به سیستم آنالیز حرکت وایکن<sup>۱</sup> ۵- دوربینه و دو عدد صفحه‌ی نیروی قابل‌حمل کیسلر<sup>۲</sup> و دو ساختار پله یکی با ارتفاع ۱۷ سانتی‌متر و دیگری با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر جمع‌آوری شدند. این دو ارتفاع در محدوده‌ی ارتفاع‌های استاندارد پله هستند و افراد در محیط‌های زندگی روزمره معمولاً با ارتفاعی بین این دو محدوده سروکار دارند. هر پله شامل دو گام بود و به گونه‌ای در آزمایشگاه قرار داده می‌شدند که صفحه‌ی نیروی اول درست قبل از پله‌ی اول و صفحه‌ی نیروی دوم در زیر پله‌ی اول قرار می‌گرفت. ساختار پله از جنس فلزی و سنگین بود، به نحوی که در سر جای خود ثابت بود و در طول حرکت، پله‌ها جابجایی نداشتند.

## ۲-۳- جمع‌آوری داده‌ها

دو گام پله نسبت به یکدیگر کاملاً ایزوله بودند، تا اثرات ناشی از قرار دادن پا روی گام دوم پله به صفحه‌ی نیروی زیر پله‌ی اول منتقل نشود. پس از قرار دادن پله‌ها در محل مناسب، صفحه‌ی نیروی دوباره کالیبره می‌شد، تا اثرات وزن پله بر روی صفحه‌ی نیروی از بین برود. مسیر حرکت مارکرها با فرکانس ۱۰۰ هرتز و داده‌های صفحه‌ی نیروی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند.

پس از توضیح مراحل تست یا ازمون برای بیمار و جلب رضایت کامل از بیمار، سن، وزن، قد، پهنای زانو، پهنای میچ پا، طول اندام تحتانی و سطح فعالیت جسمانی افراد قبل از آسیب لیگامان جمع‌آوری گردید. مارکرهای انعکاس‌دهنده‌ی کروی با قطر ۷ میلی‌متر توسط چسب دوطرفه بر روی اندام تحتانی به صورت متقارن طبق روش مارکرگذاری هلن-هایز [۲۵] قرار داده شدند: قوزک جانبی میچ پا، پاشنه‌ی پا، سر استخوان متاتارسال دوم، ارتفاع ۱/۳ دیستال ساق پا، برجستگی جانبی اپیکندیل فمور، ۱/۳ دیستال ران، ASIS راست و چپ و ساکروم. از هر فرد ابتدا تست استاتیکی گرفته می‌شد. در این مطالعه، پای سالم افراد به عنوان گروه

کنترل در نظر گرفته شد. اندازه‌گیری‌های اصلی شامل بالا رفتن از پله با دو ارتفاع متفاوت ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متری بود. 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 بطور موفقیت‌آمیز انجام شد، سه بار با پیش‌تاز بودن پای آسیب‌دیده و سه بار با پیش‌تاز بودن پای سالم. در تمامی موارد، ابتدا فرد بالا رفتن از پله با پیش‌تاز بودن پای چپ را انجام می‌داد تا از رندوم بودن مرحله‌ی تست‌گیری از پای آسیب‌دیده اطمینان حاصل شود. افراد فعالیت بالا رفتن از پله را با پای بدون کفش، با سرعت دلخواه و با قرار دادن گام‌به‌گام یک پا روی گام اول پله و پای بعدی روی گام دوم پله انجام می‌دادند.

## ۲-۴- تحلیل داده‌ها

برای تحلیل سینماتیکی تیبیافمورال مفصل زانو از تکنیک OSSCA [۲۶] استفاده گردید، که تلفیقی از رویکردهای OCST [۲۷]، SARA [۲۸] و SCoRE [۲۹] است. ابتدا تداخلات ناشی از حرکت مارکر بر روی پوست توسط تکنیک بهینه‌سازی شکل حرکت مارکرها (OCST) از بین رفت. در واقع، در این روش یک موقعیت بهینه از مارکرها برای هر عضو (لگن، ران، ساق و پا) با فرض صلب بودن حرکت هر عضو و حرکت هماهنگ و صلب تمامی مارکرهای نصب‌شده بر روی هر عضو به‌دست آمد. سپس موقعیت بهینه مارکرها در هر عضو با موقعیت خام مارکرها در تمامی فریم‌های حرکتی جایگزین شد، تا اثرات الاستیسیته و کشیده شدن پوست در طول حرکت به حداقل خود برسد. سپس با استفاده از تکنیک SCoRE که روشی برای به‌دست آوردن موقعیت بهینه‌ی مراکز مفاصل گوی و کاسه در طول یک دامنه‌ی حرکتی فرد است، موقعیت مرکز مفصل ران نسبت به سیستم مختصات محلی عضو ران به‌دست آمد. محور فانکشنال زانو در مرحله‌ی بعد از رویکرد چرخشی محور متقارن (SARA) محاسبه شد. در نهایت در این روش دو محور فلکشن/اکستنشن زانو، یکی برای عضو ران در سیستم مختصات محلی ران و یکی نسبت به عضو ساق در سیستم مختصات محلی ساق، به‌دست آمد و حرکت هر محور با حرکت عضو متناظر با آن کوپل می‌باشد. برای به‌دست آوردن

<sup>۱</sup> VICON<sup>۲</sup> Kistler

گام کامل بالا رفتن از پله با آغاز تماس پای پیشتاز با پله‌ی اول شروع شده و با آغاز تماس پای پیشتاز روی پله‌ی دوم تمام می‌شد. لحظات متناظر با تماس اولیه<sup>۱</sup> و تماس نهایی پا با پله<sup>۲</sup> و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله<sup>۳</sup> از داده‌های سینماتیکی و با استفاده از الگوریتم سرعت پا<sup>۴</sup> [۳۱] محاسبه گردید. نتایج خام تحلیل‌های سینماتیکی به یک گام کامل بالا رفتن از پله برای هر آزمون تقسیم شدند. سپس برای نرمال 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٪ یک گام کامل تبدیل شدند. نرمال 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<sup>۵</sup>) و نقطه‌ی اوج دوم (نقطه‌ی اوج پیشروی<sup>۱</sup>) نیروهای عمودی و نقطه‌ی اوج کمینه (نیروی رو به عقب) و نقطه‌ی اوج بیشینه‌ی (نیروی رو به جلوی) نیروی جلویی-عقبی برای انجام تحلیل آماری استخراج شدند.

## ۵-۲- آنالیز آماری

داده‌های مربوط به سه بار تکرار فعالیت بالا رفتن پله توسط هر فرد برای هر پا میانگین‌گیری شد؛ داده‌های میانگین مربوط به پای سالم و پای آسیب‌دیده در افراد مختلف ترکیب شدند و میانگین و انحراف معیار سه درجه‌ی آزادی چرخشی برای پای سالم و پای آسیب‌دیده در طول گام کامل به دست آمد. در این مطالعه، پای سالم افراد آسیب‌دیده به عنوان گروه کنترل و پای آسیب‌دیده‌ی این افراد، گروه آسیب‌دیده در نظر گرفته شد و تمامی مقایسه‌ها بین گروه کنترل و گروه آسیب‌دیده انجام گرفت. مقایسه‌ی سینماتیک سه‌بعدی بین پای سالم و پای آسیب‌دیده (تفاوت‌های درون‌گروهی) توسط آزمون آماری paired t-test انجام شد. تفاوت‌های معنادار احتمالی سرعت

مرکز مفصل زانو از روش تابع chord استفاده شد. در این روش از سه فرضیه برای به دست آوردن مرکز مفصل زانو استفاده می‌شود: (۱) فاصله‌ی بین مارکر اپیکندیل فمور و مرکز مفصل زانو باید به اندازه‌ی نصف پهنا‌ی زانو باشد، (۲) مرکز مفصل زانو در صفحه‌ی دربردارنده‌ی مرکز مفصل ران، مارکر اپیکندیل فمور و مارکر دیستال عضو ران قرار گیرد، (۳) خط اتصال‌دهنده‌ی بین مارکر اپیکندیل فمور و مرکز مفصل زانو بر خط اتصال‌دهنده‌ی بین مرکز مفصل ران و مرکز مفصل زانو عمود باشد. مرکز نهایی مفصل زانو با تصویر کردن این مرکز مفصل به دست آمده بر روی هر یک از محورهای فانکشنال زانوی عضو ران و ساق پا به دست آمد. مرکز مفصل پا نیز با استفاده از تابع chord و در روشی مشابه با محاسبه‌ی مرکز مفصل زانو با حل سه معادله و سه مجهول محاسبه شد. در این معادلات مارکر جانبی قوزک پا، مرکز مفصل پا، مرکز مفصل زانو و مارکر دیستال عضو ساق به ترتیب جایگزین مارکر اپیکندیل فمور، مرکز مفصل زانو، مرکز مفصل ران و مارکر دیستال عضو ران در معادلات مربوط به محاسبه‌ی مرکز مفصل زانو شدند.

در نهایت محورهای آناتومیکی ران و ساق پا برای محاسبات سینماتیکی تعریف شدند. مبدا سیستم مختصات سه‌بعدی فمور روی مرکز مفصل زانوی تصویرشده بر محور فانکشنال فمور قرار داده شد. محور اول چرخش فمور در واقع همان محور فانکشنال فمور بوده و محور دوم آن با اتصال مرکز مفصل زانو به مرکز مفصل ران، نرمالیزه کردن و عمود کردن بر محور اول ایجاد شد. سیستم مختصات تیبیا نیز به همین ترتیب با قرار دادن مبدا دستگاه مختصات روی مرکز مفصل زانوی روی محور فانکشنال تیبیا به دست آمد، بطوری‌که محور فانکشنال تیبیا به عنوان محور اول و بردار اتصال‌دهنده-ی مرکز مفصل زانو با مرکز مفصل پا با نرمالیزه 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 تشکیل شد. چرخش‌های تیبیا-فمورال سه‌بعدی در نهایت از حرکت‌های نسبی محورهای آناتومیکی ساق نسبت به ران و با استفاده از روش Grood&Suntay [۳۰] محاسبه شدند.

<sup>۱</sup> Heel strike 1

<sup>۲</sup> Heel strike 2

<sup>۳</sup> Toe off

<sup>۴</sup>Foot velocity algorithm

<sup>۵</sup>Impact peak

<sup>۶</sup> Propulsion peak

معناداری از پای سالم بیشتر ( $p < 0.05$ ) بود. ضمن اینکه در لحظات نزدیک به جدا شدن پا از زمین و لحظات اولیه‌ی فاز گردشی (۷۳-۸۸٪ گام کامل)، زاویه‌ی فلکشن بالاتری در پای آسیب‌دیده ( $p < 0.05$ ) مشاهده شد.

### ۲-۱-۳- سینماتیک صفحه‌ی فرونتال

در صفحه‌ی فرونتال اختلاف بین پای سالم و آسیب‌دیده در ارتفاع پله‌ی ۱۷ سانتی‌متری در ابتدای فاز گردشی و نزدیک به نقطه‌ی اوج دوم واروس مشاهده شد (۸۱-۸۰٪). در این فاز حرکت، پای آسیب‌دیده زاویه‌ی واروس کمتری با اختلاف (۱/۳-۱/۵) درجه نسبت به پای سالم داشت. در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری در فاز اکستنشن نهایی ایستایش در ناحیه نقطه‌ی اوج والگوس (۵۷-۴۸٪)، پای آسیب‌دیده زاویه‌ی والگوس بیشتری را با اختلاف (۱/۹-۱/۵) درجه نسبت به پای سالم نشان داد (شکل ۲).

### ۳-۱-۳- سینماتیک صفحه‌ی عرضی

نتایج این مطالعه در صفحه‌ی عرضی (شکل ۳) برای دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متر نشان‌داد که در مرحله‌ی فاز اکستنشن نهایی ایستایش و ابتدای فاز چرخشی، پای سالم روند افزایش زاویه‌ی چرخش محوری خارجی خود را برای ایجاد نقطه‌ی اوج چرخش محوری خارجی حفظ می‌کند. پای آسیب‌دیده بر خلاف آن، در مرحله‌ی خروج از فاز ایستایش به فاز چرخشی برای چرخش محوری خارجی خود را به چرخش محوری داخلی تغییر می‌دهد و به ایجاد نقطه‌ی اوج چرخش محوری داخلی محلی منجر می‌شود. در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری، این چرخش محوری داخلی تا انتهای گام حفظ شده و افزایش می‌یابد، در حالی که در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری برای چرخش محوری پس از این نقطه‌ی اوج تغییر می‌یابد. الگوی حرکتی مشاهده‌شده‌ی مذکور باعث ایجاد تفاوت معنی‌داری بین پای سالم و آسیب‌دیده در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری گردید (۷۵-۷۳٪ گام کامل). در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری، تفاوت معنی‌داری بین پای سالم و پای آسیب‌دیده در مراحل آغازی فاز اکستنشن نهایی فاز ایستایش (۶۹-۴۸٪) مشاهده گردید. در این مرحله، پای آسیب‌دیده چرخش محوری خارجی بیشتری را نسبت به پای سالم تجربه می‌کرد.

بالا رفتن از پله و تقدم یا تاخیر فاز در پارامترهای سینماتیکی بین پای سالم و آسیب‌دیده در پیشامدهایی خاص از یک گام کامل و با آنالیز واریانس یک‌طرفه برای آزمون‌های تکرار-شونده (one-way repeated-measures ANOVA) در سطح اطمینان ۹۵٪ تعیین شد. این پیشامدهای خاص شامل نقطه‌ی اوج فلکشن فاز ایستایش میانی (نقطه‌ی اوج اول فلکشن)، نقطه‌ی اوج اکستنشن فاز اکستنشن نهایی (نقطه‌ی اوج ماکزیمم اکستنشن)، جدا شدن پا از زمین و آغاز مرحله‌ی گردشی و نقطه‌ی اوج فلکشن در فاز گردشی (نقطه‌ی اوج دوم فلکشن) بود. در خصوص نیروی عکس‌العمل زمین، تفاوت معنادار نقطه‌ی اوج ضربه (نقطه‌ی اوج اول) و نقطه‌ی اوج پیشروی (نقطه‌ی اوج دوم) نیروهای عمودی و نقطه‌ی اوج کمینه (نیروی رو به عقب) و نقطه‌ی اوج بیشینه‌ی (نیروی رو به جلوی) نیروی جلویی-عقبی عکس‌العمل زمین با آنالیز واریانس یک‌طرفه برای آزمون‌های تکرارشونده و در سطح اطمینان ۹۵٪ تعیین شد.

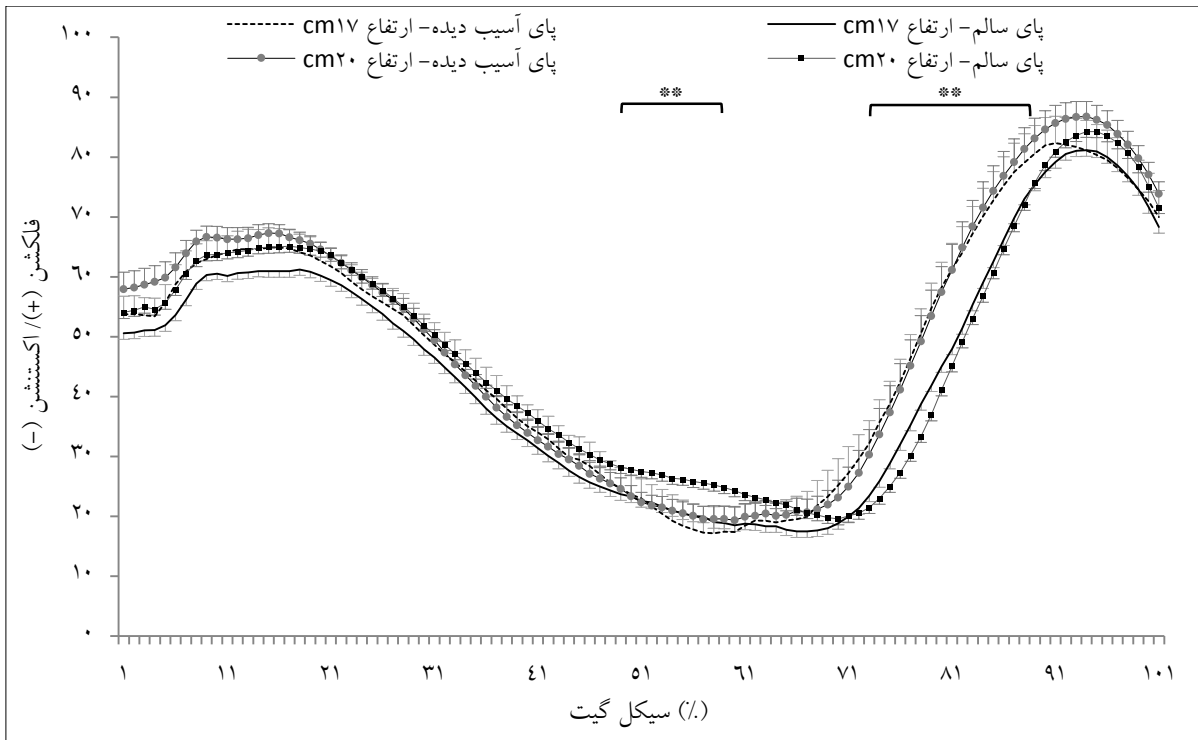
## ۳- یافته‌ها و بحث

### ۳-۱- یافته‌ها

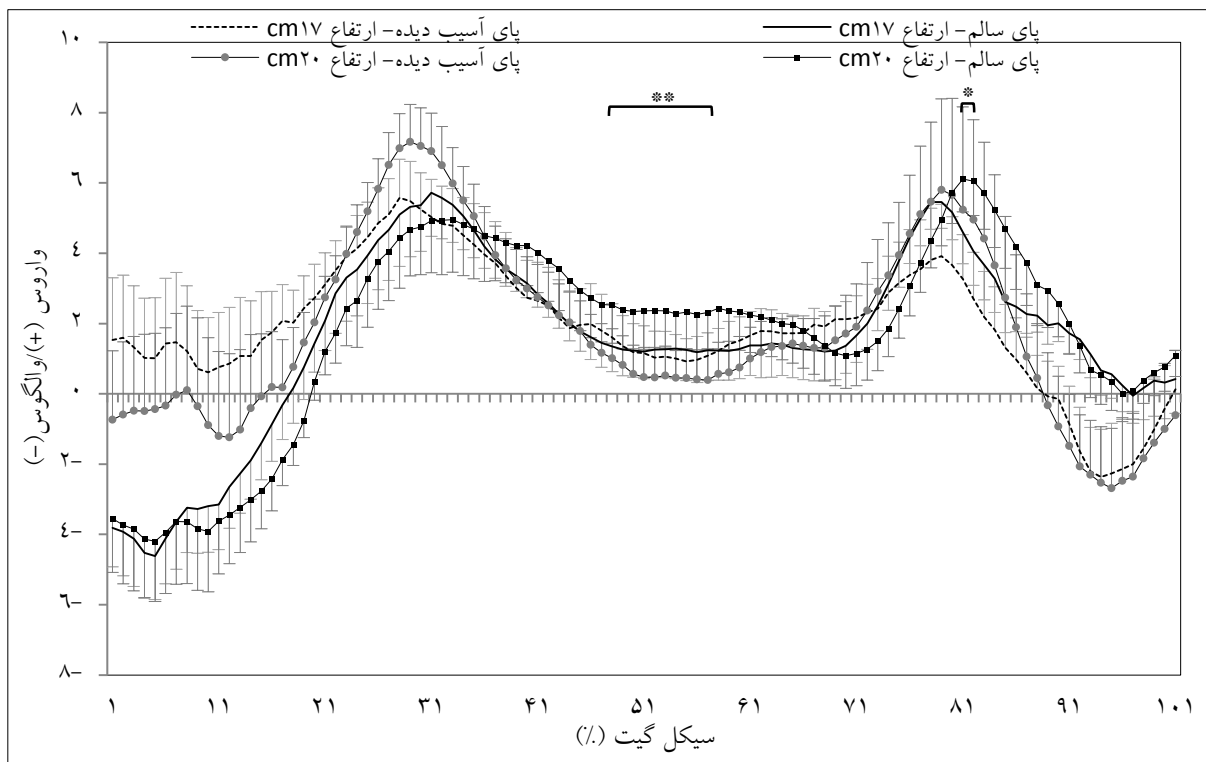
شرکت‌کنندگان در این مطالعه فعالیت بالا رفتن از دو ساختار پله با پشتاز بودن هر دو پای سالم و آسیب‌دیده را بدون درد و ناراحتی انجام دادند. نمودارهای درجات آزادی چرخشی سه‌بعدی برای پای آسیب‌دیده و سالم در هر دو ارتفاع پله به همراه لحظاتی که اختلاف معنادار درون‌گروهی وجود دارد در اشکال (۱) تا (۳) قابل ملاحظه است. تقدم یا تاخیر فاز بین پای سالم و آسیب‌دیده در نمودار (۱) نمایش داده شده است. نتایج مقایسه‌ی نقطه اوج نیروی عکس‌العمل زمین در پای سالم و آسیب‌دیده در جدول (۱) گزارش شده است.

### ۳-۱-۱- سینماتیک صفحه‌ی ساجیتال

همانگونه که در شکل (۱) ملاحظه می‌شود، در صفحه‌ی ساجیتال تفاوت معناداری بین پای آسیب‌دیده و پای سالم در زاویه‌ی فلکشن در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری مشاهده نشد. در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری در فاز اکستنشن نهایی ایستایش (۵۹-۵۰٪ از گام کامل)، زاویه‌ی اکستنشن پای آسیب‌دیده با تفاوت



شکل (۱)- تغییرات زاویه فلکشن/اکستنشن در پای آسیب دیده نسبت به پای سالم و در دو ارتفاع متفاوت پله (\* تغییرات معنادار ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی متر معنادار ارتفاع ۲۰ سانتی متر)



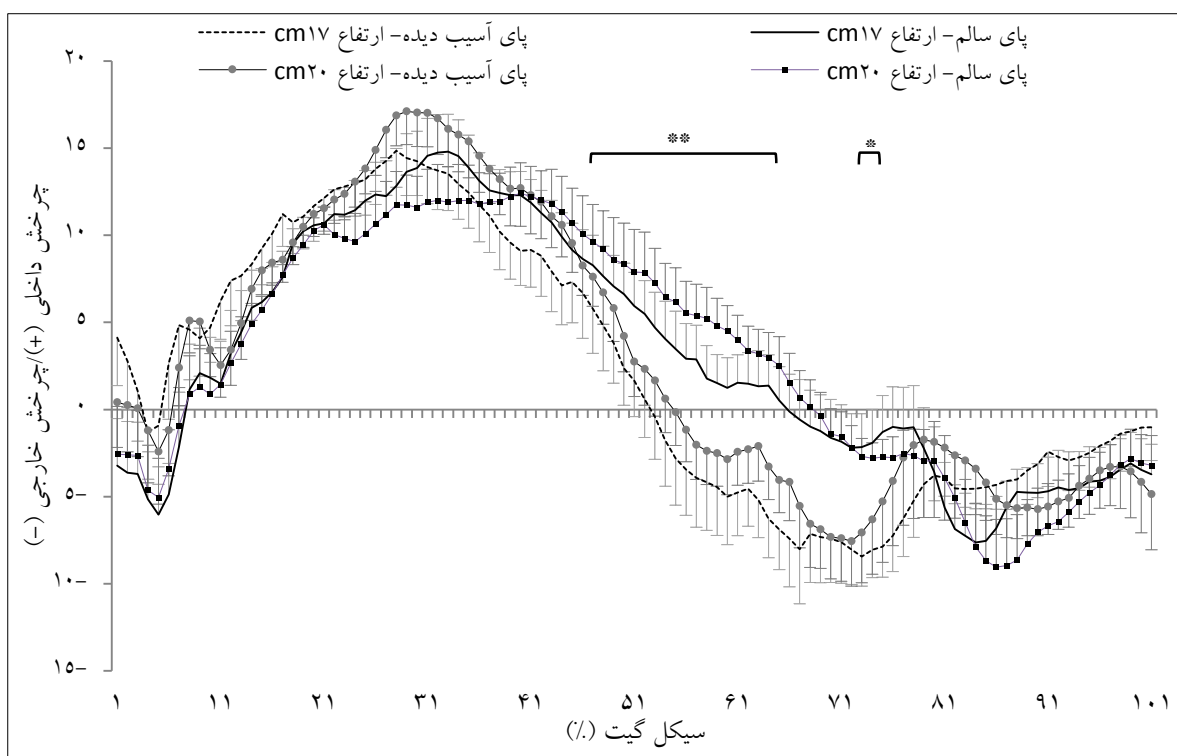
شکل (۲)- تغییرات زاویه ی واروس/والگوس در پای آسیب دیده نسبت به پای سالم و در دو ارتفاع متفاوت پله (\* تغییرات معنادار ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی متر معنادار ارتفاع ۲۰ سانتی متر)



## ۴-۱-۳- تقدم یا تاخیر فاز پارامترهای سینماتیکی

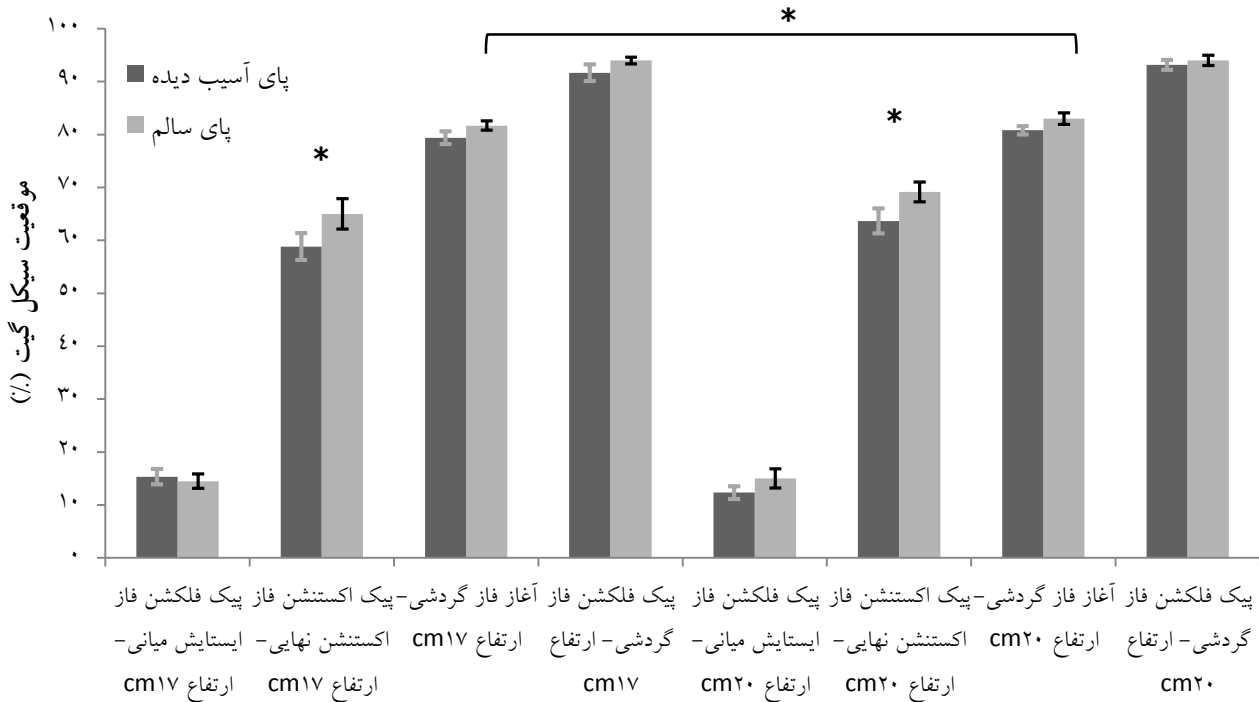
بررسی‌های آماری تقدم یا تاخیر فاز نیز منجر به تفاوت‌های معناداری در بعضی از پارامترها شدند (نمودار ۱). تفاوت بین پای سالم و آسیب‌دیده در نقطه‌ی اوج اکستنشن فاز اکستنشن نهایی در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری ( $p=0.044$ ) و در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری ( $p=0.048$ ) مشاهده گردید. در هر دو ارتفاع پله، پای آسیب‌دیده زودتر از پای سالم به نقطه‌ی اوج بیشینه‌ی اکستنشن می‌رسید. به‌علاوه، لحظه‌ی جدا شدن پای آسیب‌دیده از پله زودتر از پای سالم اتفاق می‌افتاد. اگرچه تفاوت معناداری در این تقدم فاز مشاهده نمی‌شد، اما پای سالم در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری مدت زمان بیشتری را نسبت به ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری به فاز ایستایش اختصاص می‌داد ( $p=0.026$ ). براساس نتایج آنالیز آماری، نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و

جلویی-عقبی عکس‌العمل زمین در پای سالم و آسیب‌دیده نیز در دو ارتفاع پله متفاوت بودند. درپله با ارتفاع ۱۷ سانتی-متری، نقطه‌ی اوج ضربه در پای آسیب‌دیده کمتر از نقطه‌ی اوج ضربه در پای سالم بود ( $p=0.024$ )، در حالی که نقطه‌ی اوج پیشروی، نقطه‌ی اوج نیروی رو به عقب و نقطه‌ی اوج نیروی رو به جلو تفاوت معناداری با یکدیگر نداشتند. در پله با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر، هیچ‌یک از نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و نیروی جلویی-عقبی اختلاف معناداری نداشتند. بین گروه کنترل و گروه آسیب‌دیده به لحاظ سرعت بالا رفتن از پله با دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متری تفاوت معناداری وجود نداشت. جدول (۱) مقادیر سرعت افراد در بالا رفتن از پله و نقطه‌ی اوج‌های نیروی عمودی و جلویی-عقبی را برای پای سالم و آسیب‌دیده در هر دو ارتفاع پله نمایش می‌دهد.



شکل (۳)- تغییرات زاویه‌ی چرخش محوری داخلی/خارجی در پای آسیب‌دیده نسبت به پای سالم و در دو ارتفاع متفاوت پله (\* تغییرات معنادار ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متر) و تغییرات معنادار ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متر)

نمودار (۱) - اختلاف فاز پای سالم و آسیب دیده



نشان داد که سینماتیک پای آسیب دیده هنگام بالا رفتن از پله با پای سالم تفاوت‌های معناداری دارد؛ تفاوت‌های درون-گروهی سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین در دو ارتفاع پله متفاوت است. پای آسیب دیده در بالا رفتن از پله با ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری، با ترکیبی از تغییرات سینماتیکی و تغییر در نحوه قرار دادن پای آسیب دیده با نیروی عمودی کمتر بر زمین، مکانیزم‌های انطباقی را ایجاد می‌کند. نتایج به دست آمده، هر سه فرضیه‌ی مطالعه را تایید می‌کنند.

#### ۳-۲-۱- تغییرات سینماتیکی تیپا فمورال زانو

در بالا رفتن از پله با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری، در صفحه‌ی ساجیتال پای آسیب دیده نقطه‌ی اوج اکستنشن بیشتری را نسبت به پای سالم ایجاد می‌کند؛ نتایج تعدادی از مطالعات قبلی هم‌خوانی دارد [۹، ۱۱]. در این مطالعات، عدم ایجاد نیروی رو به جلو تیپا توسط عضله‌ی چهارسر رانی در زوایای فلکشن بالا دلیل وجود نقطه‌ی اوج اکستنشن بیشتر در پای با ناکارآمدی لیگامان قدامی هنگام بالا رفتن از پله بیان گردید. طبق نتایج این مطالعات، جلوگیری از فعالیت عضله‌ی چهارسر رانی راهکار مناسبی در غیاب لیگامان قدامی هنگام بالا رفتن از پله محسوب نمی‌شود. اما با برخی دیگر از نتایج

#### ۳-۱-۵- نیروی عکس‌العمل زمین

بر اساس نتایج آنالیز آماری، نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و جلویی-عقبی عکس‌العمل زمین در پای سالم و آسیب دیده نیز در دو ارتفاع پله متفاوت بودند. در پله با ارتفاع ۱۷ سانتی-متری، نقطه‌ی اوج ضربه در پای آسیب دیده کمتر از نقطه‌ی اوج ضربه در پای سالم بود ( $p=0.024$ )، در حالی که نقطه‌ی اوج پیشروی، نقطه‌ی اوج نیروی رو به عقب و نقطه‌ی اوج نیروی رو به جلو تفاوت معناداری با یکدیگر نداشتند. در پله با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری، هیچ‌یک از نقطه‌ی اوج نیروی عمودی و نیروی جلویی-عقبی اختلاف معناداری نداشتند. بین گروه کنترل و گروه آسیب دیده از نظر سرعت بالا رفتن از پله با دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی‌متری، تفاوت معناداری وجود نداشت. جدول (۱) مقادیر سرعت افراد در بالا رفتن از پله و نقطه‌ی اوج‌های نیروی عمودی و جلویی-عقبی را برای پای سالم و آسیب دیده در هر دو ارتفاع پله نمایش می‌دهد.

#### ۳-۲- بحث

این مطالعه با هدف بررسی تفاوت‌های پارامترهای سینماتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین در افراد با آسیب لیگامان قدامی بین پای آسیب دیده و پای سالم انجام شد. نتایج این مطالعه

جدول (۱) - مقایسه پیک نیروهای عمودی و جلویی عقبی پای سالم و آسیب دیده

مقدار p در مقایسه درون گروهی	پای آسیب دیده انحراف معیار ± میانگین (محدوده تغییرات)	پای سالم انحراف معیار ± میانگین (محدوده تغییرات)	
ارتفاع ۱۷ سانتی متر پله			
سرعت (m/s)			
۰/۶۳۵	۰/۷۶۵±۰/۰۳۶ (۰/۶۴۳، ۰/۹۲۰)	۰/۷۹۲±۰/۰۲۵ (۰/۶۹۳، ۰/۸۵۸)	
پیک نیرویی نرمالیزه شده (N/BW)			
۰/۰۲۴*	۱/۰۲۷±۰/۰۴۰ (۰/۹۶۹، ۱/۰۸۸)	۱/۰۷۴±۰/۰۳۷ (۱/۰۱۸، ۱/۱۱۱)	پیک ضربه
۰/۸۲۱	۱/۰۸۴±۰/۰۵۹ (۱/۰۱۱، ۱/۱۸۲)	۱/۰۸۱±۰/۰۵۵ (۱/۰۲۳، ۱/۱۷۰)	پیک پیشروی
۰/۵۱۵	-۰/۱۳۴±۰/۰۱۱ (-۰/۱۵۰، -۰/۱۲۳)	-۰/۱۳۹±۰/۰۱۵ (-۰/۱۵۰، -۰/۱۱۲)	پیک نیروی رو به عقب
۰/۳۳۲	۰/۰۸۴±۰/۰۲۲ (۰/۰۶۲، ۰/۱۲۰)	۰/۰۹۱±۰/۰۲۸ (۰/۰۴۵، ۰/۱۱۵)	پیک نیروی رو به جلو
ارتفاع ۲۰ سانتی متر پله			
سرعت (m/s)			
۰/۱۶۶	۰/۷۹۹±۰/۰۲۹ (۰/۶۸۵، ۰/۸۹۶)	۰/۷۸۳±۰/۰۲۸ (۰/۶۸۳، ۰/۸۸۸)	
پیک نیرویی نرمالیزه شده (N/BW)			
۰/۱۳۴	۱/۰۵۱±۰/۰۵۰ (۰/۹۹۰، ۱/۱۳۸)	۱/۰۷۹±۰/۰۳۴ (۱/۰۲۹، ۱/۱۳۸)	پیک ضربه
۰/۹۱۷	۱/۰۷۷±۰/۰۶۰ (۱/۰۰۵، ۱/۱۸۴)	۱/۰۷۸±۰/۰۷۰ (۱/۰۰۵، ۱/۲۰۰)	پیک پیشروی
۰/۰۹۸	-۰/۱۳۷±۰/۰۱۳ (-۰/۱۵۸، -۰/۱۱۸)	-۰/۱۵۰±۰/۰۱۵ (-۰/۱۶۳، -۰/۱۲۲)	پیک نیروی رو به عقب
۰/۴۶۹	۰/۰۸۴±۰/۰۲۳ (۰/۰۵۶، ۰/۱۱۹)	۰/۰۸۷±۰/۰۱۷ (۰/۰۵۸، ۰/۱۰۹)	پیک نیروی رو به جلو

غیاب لیگامان قدامی هنگام راه رفتن [۳۲] و بالارفتن از پله [۱] بیان کرده‌اند. تاکدا و همکاران [۱۸] نیز تفاوت معناداری در زاویه‌ی فلکشن بین پا با ناکارآمدی لیگامان قدامی و پای سالم وجود نیافتند. دلایل اختلاف این مطالعات با مطالعه‌ی

قبلی هنگام راه رفتن [۳۲، ۱۷، ۱۶] و بالا رفتن از پله در تناقض است [۱۸، ۱]. گائو و همکارانش دلیل کاهش نقطه‌ی اوج اکستنشن در پا با ناکارآمدی لیگامان نسبت به پای سالم را جلوگیری از جابجایی رو به جلوی تیبیا نسبت به فمور در

عامل باشد. علاوه بر این، تمرین‌های توان‌بخشی متفاوت قبل و پس از جراحی می‌توانند در این تفاوت تاثیرگذار باشند. به دلیل وجود نتایج متناقض در سینماتیک صفحه‌ی فرونتال در افراد با آسیب لیگامان قدامی، باید برای رسیدن به درک درستی از تغییرات این پارامتر مطالعات بعدی با تعداد افراد شرکت‌کننده‌ی بیشتری انجام شوند.

در صفحه‌ی عرضی، پای آسیب‌دیده زاویه‌ی چرخش محوری خارجی بیشتری در هر دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی-متری نسبت به پای سالم تجربه کرد. تفاوت‌های موجود بین پای آسیب‌دیده و سالم در ارتفاع ۱۷ سانتی-متری در فاز پیش-چرخشی و آغاز فاز چرخشی رخ داده و تفاوت‌ها در ارتفاع ۲۰ سانتی-متری در فاز اکستنشن نهایی ایستایش مشاهده شدند. افزایش چرخش خارجی محور تیبیا نسبت به فمور نیز به جابجایی سطوح غضروفی کامپارتمان جانبی به سمت جلو و سطوح غضروفی کامپارتمان میانی به سمت عقب منجر می‌شود [۳۲، ۱]. اسکانلن و همکارانش [۱۶] هنگام راه رفتن و تاشمن و همکارانش [۱۷] هنگام دویدن به سمت پایین روی سطح شیب‌دار، افزایش چرخش خارجی محوری پا با جراحی لیگامان قدامی را نسبت به پای سالم تایید کردند. در حالی که گائو و همکارانش [۱] در بررسی بالا رفتن از پله و جرجالیس و همکارانش [۱۵] در مطالعه‌ی راه رفتن، به کاهش چرخش محوری خارجی تیبیا در پای با ناکارآمدی لیگامان قدامی نسبت به پای سالم اشاره نمودند. تاکدا و همکارانش [۱۸] هیچ‌گونه تفاوت معناداری را در چرخش محوری تیبیا بین پای با ناکارآمدی لیگامان و پای سالم هنگام بالا رفتن از پله مشاهده نکردند. نتایج مطالعات قبلی تاکید می‌کنند که هرگونه تغییر در سطوح تماس غضروفی به بارگذاری‌های کاملاً متفاوت مفصلی، تسریع فرسایش غضروف و ابتلا به آرتروز زودرس منجر می‌شود [۳۳، ۱۶، ۱]. کنترل چرخش محوری یکی از وظایف لیگامان قدامی است [۸]؛ اما تاکنون تعداد مطالعات کمی به بررسی تغییرات این پارامتر در افراد با آسیب این لیگامان پرداخته‌اند و نتایج آنها متناقض به نظر می‌رسند. بنابراین برای بررسی نحوه‌ی تغییرات این پارامتر در افراد با آسیب لیگامان قدامی به انجام مطالعات بیشتری نیاز است.

حاضر می‌تواند تفاوت در ساختار پله و نیز تفاوت‌های سینماتیکی ناشی از فعالیت‌های مختلف راه رفتن و بالا رفتن از پله باشد. در ارتفاع ۲۰ سانتی-متری پله، پای آسیب‌دیده قبل از شروع فاز گردشی و در ابتدای آن زاویه‌ی فلکشن بیشتری نسبت به پای سالم داشت. این تفاوت می‌تواند ناشی از تقدم فاز پای آسیب‌دیده در تغییر فاز اکستنشن نهایی<sup>۱</sup> ایستایش به فاز گردشی باشد. در واقع فرد آسیب‌دیده سعی می‌کند فاز اکستنشن نهایی ایستایش خود را کوتاه‌تر کند.

در صفحات فرونتال، پای آسیب‌دیده زاویه‌ی واروس کمتری را در هر دو ارتفاع ۱۷ و ۲۰ سانتی-متری نسبت به پای سالم تجربه کرد. اگرچه این تفاوت‌های درون‌گروهی در فازهای متفاوتی از گیت اتفاق افتادند. به نظر می‌رسد که در ارتفاع ۱۷ سانتی-متری پای آسیب‌دیده در فاز پیش‌چرخشی<sup>۲</sup> و آغاز فاز چرخشی دچار چالش حرکتی بیشتری می‌شود، در حالی که برای ارتفاع ۲۰ سانتی-متری فاز اکستنشن نهایی ایستایش پرچالش‌تر می‌باشد. در زاویه‌ی واروس کمتر زانو، سطوح غضروفی کامپارتمان جانبی بیشتر فشرده می‌شوند و تماس سطوح غضروفی کامپارتمان میانی کمتر می‌شود. در این مطالعه، کاهش زاویه‌ی واروس پای آسیب‌دیده نسبت به پای سالم با نتایج مطالعات قبلی همخوانی ندارد. اسکانلن و همکارانش [۱۶] با بررسی افراد پس از جراحی لیگامان قدامی هنگام راه رفتن و تاکدا و همکارانش [۱۸] نیز با مطالعه‌ی افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی هنگام بالا رفتن از پله، هیچ‌گونه تغییرات معناداری در زاویه‌ی واروس مشاهده نکردند. در حالی که گائو و همکارانش در بررسی افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی هنگام بالا رفتن از پله [۱] و راه رفتن روی سطح صاف [۳۲] و نیز تاشمن و همکارانش [۱۷] در بررسی افراد با جراحی لیگامان قدامی هنگام دویدن روی سطح شیب‌دار به سمت پایین به افزایش معنادار زاویه‌ی واروس دست یافتند. این اختلافات ناشی از فعالیت‌های متفاوت یا تغییرات ساختار پله می‌باشد. زاویه‌ی واروس به دلیل دامنه‌ی حرکتی کم در معرض خطاهای بالای اندازه‌گیری قرار دارد. ناقص موجود در مطالعات مختلف نیز می‌تواند ناشی از این

<sup>1</sup>Terminal extension<sup>2</sup>Pre-swing

## ۲-۳- تغییرات فازی پای آسیب‌دیده

توجه به عدم تفاوت معنادار در سرعت بالا رفتن از پله بین پای سالم و پای آسیب‌دیده، تفاوت مشاهده‌شده در نقطه اوج ضربه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین نمی‌تواند ناشی از این عامل باشد.

## ۴-۲-۳- اهمیت نتایج و محدودیت‌ها

در این مطالعه، افراد با ناکارآمدی لیگامان قدامی مکانیزم‌های جبرانی سینماتیکی و نیرویی متفاوتی را برای بالا رفتن از پله به‌کار گرفتند. رسیدن به درک درستی از این مکانیزم‌های جبرانی می‌تواند در اصلاح الگوهای حرکتی این گروه افراد برای هرچه نزدیک‌تر کردن الگوی حرکتی پای آسیب‌دیده به پای سالم از طریق برنامه‌های توان‌بخشی و عمل‌های جراحی موثر باشد.

از جمله محدودیت‌های این مطالعه، وجود افراد با ناکارآمدی لیگامان صلیبی زانو با بازه‌های زمانی متفاوت آسیب‌بوده‌است. این عامل ممکن است باعث تغییر مکانیزم‌های جبرانی افراد با گذشت زمان پس از آسیب و تمرین‌های توان‌بخشی شود و در نهایت به گستردگی نتایج منجر شود. محدودیت دیگر، استفاده از مارکرهای سطحی انعکاس‌دهنده برای تحلیل‌های سینماتیکی است. حرکات ثبت‌شده‌ی مارکرها توسط دوربین‌ها ممکن است ناشی از حرکت مارکر نسبت به پوست زیرین آن باشد تا حرکت واقعی استخوان زیرین. تاثیر این خطا، به خصوص در چرخش‌های خارج از صفحه‌ی ساجیتال که دامنه‌ی حرکتی کمی وجود دارد، چشمگیرتر است. اگرچه در این مطالعه از یکی از معتبرترین روش‌های حذف تداخلات حرکتی مارکرها استفاده شده‌است، اما نتایج باید با نتایج مطالعات بر مبنای پین‌های استخوانی، تصاویر فلورسکوپی و... که دقت بیشتری دارند، سازگار باشد. در مطالعه‌ی حاضر به دلیل تعداد کم دوربین‌ها و ارتفاع پله، دوربین‌ها قادر به ضبط تعداد کلاسترهای ۷-۱۰ تایی مارکر بر روی هر عضو نبودند. استفاده از این مارکرها می‌توانست در کاهش اثرات ناشی از تداخلات حرکتی موثر باشد. ساختار پله با دو گام از محدودیت‌های دیگر این مطالعه است. با افزایش تعداد گام‌های موجود و ضبط داده‌ها در گام‌های میانی، داده‌های آزمایشگاهی نماینده‌ی مطمئن‌تری از فعالیت

نتایج این مطالعه تقدم فاز پای آسیب‌دیده را در ایجاد نقطه‌ی اوج اکستنشن زانو در فاز نقطه‌ی اوج اکستنشن نهایی ایستایش نسبت به پای سالم تایید نمودند، که می‌تواند به دلیل تغییرات عصبی- ماهیچه‌ای ایجادشده در پای آسیب‌دیده باشد. با اینکه برای پیشروی و بالا کشیدن بدن برای بالا رفتن از پله نیاز به ایجاد زاویه‌ی اکستنشن بالا وجود دارد، پای آسیب‌دیده خارج شدن زودتر از فاز اکستنشن را در اولویت خود قرار می‌دهد. از طرف دیگر، تفاوت‌های درون‌گروهی و درون‌عضوی پای سالم و پای آسیب‌دیده هنگام پیمودن پله با دو ارتفاع متفاوت می‌تواند به ابهام درباره‌ی چگونگی کاهش چالش حرکتی توسط پای آسیب‌دیده پاسخگو باشد.

در واقع پای آسیب‌دیده در فعالیت با چالش بیشتر (ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری) بر خلاف پای سالم، مرحله‌ی تحمل وزن فاز ایستایشی را افزایش نمی‌دهد. انطباقات عصبی-ماهیچه‌ای تقدم یا تاخیر فاز توسط پای آسیب‌دیده در مطالعات قبلی نیز بیان شده‌است [۱].

## ۳-۲-۳- تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین

نتایج مقایسه‌ی نقاط اوج نیروی عکس‌العمل زمین، تفاوت معناداری در نقطه اوج ضربه کمتر توسط پای آسیب‌دیده نسبت به پای سالم را در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری نشان داد. در تحلیل این مکانیزم انطباقی می‌توان به این موضوع اشاره کرد که حرکات صفحه‌ی ساجیتال توسط فعالیت‌های ماهیچه‌ای و حرکات صفحات فرونتال و عرضی توسط ساختارهای مکانیکی زانو کنترل می‌شوند. در ارتفاع ۱۷ سانتی‌متری برای جبران ناکارآمدی لیگامان، پای آسیب‌دیده به جای تغییر در زاویه‌ی فلکشن، پای خود را از طریق هماهنگی نیروهای ماهیچه‌ای با نیروی کمتری نسبت به پای سالم با زمین تماس می‌دهد. مطالعات قبلی نیز این مکانیزم انطباقی را تایید کرده‌اند و آن را در نتیجه‌ی کاهش نیروی ناشی از کاهش شتاب جرم بدن هنگام تماس با زمین و مراقب بیشتر از پای آسیب‌دیده در لحظه‌ی تماس بیان کرده‌اند [۵، ۱۰]. هرچند این باور وجود دارد که این مکانیزم انطباقی نهایتاً به تغییر بارگذاری مفصل زانو و فرسایش غضروف منجر می‌شود. از طرفی با

- [7] M. Hall, C.A. Stevermer, J.C. Gillette, Gait analysis post anterior cruciate ligament reconstruction: knee osteoarthritis perspective. *Gait Posture*, 2012. 36(1): p. 56-60.
- [8] M.E. Zabala 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.
- [9] M. Berchuck 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.
- [10] P. Bulgheroni et al., Walking in anterior cruciate ligament injuries. *Knee*, 1997. 4(3): p. 159-165.
- [11] T.P. Andriacchi, Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng*, 1993. 115(4B): p. 575-81.
- [12] E.S. Grood et al., Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1984. 66(5): p. 725-734.
- [13] D.M. Hooper et al., Gait analysis 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clin Orthop Relat Res*, 2002(403): p. 168-78.
- [14] D.L. Kowalk et al., Anterior cruciate ligament reconstruction and joint dynamics during stair climbing. *Med Sci Sports Exerc*, 1997. 29(11): p. 1406-13.
- [15] A.D. Georgoulis et al., Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*, 2003. 31(1): p. 75-9.
- [16] S.F. Scanlan et al., Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *J Biomech*, 2010. 43(9): p. 1817-22.
- [17] S. Tashman et al., Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clinical orthopaedics and related research*, 2007. 454: p. 66-73.
- [18] K. Takeda et al., Kinematic motion of the anterior cruciate ligament deficient knee during functionally high and low demanding tasks. *Journal of biomechanics*, 2014. 47(10): p. 2526-2530.
- [19] T.P. Andriacchi et al., Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res*, 2006. 442: p. 39-44.
- [20] J. Morrison, Function of the knee joint in various activities. *Biomedical engineering*, 1969. 4(12): p. 573.
- [21] G.P. Ernst et al., Lower-extremity compensations following anterior cruciate
- روزمره‌ی بالا رفتن از پله خواهند بود و به افزایش دقت نتایج منجر خواهند شد.
- #### ۴- نتیجه گیری
- براساس نتایج این مطالعه، افراد با آسیب لیگامان صلیبی قدامی از ترکیبی از مکانیزم‌های انطباقی سینماتیکی و نیرویی برای بالا رفتن از پله استفاده می‌کنند، در حالی که این مکانیزم‌های جبرانی در ارتفاع‌های مختلف پله متفاوت هستند. اگرچه وجود این مکانیزم‌های جبرانی به فرد کمک می‌کند تا با موفقیت از پله بالا رود، اما تغییرات چرخشی در هر سه صفحه‌ی آناتومیکی زانو به تغییرات الگوی بارگذاری زانو و سرعت بخشیدن به فرسایش غضروف در طول زمان منجر خواهند شد. نتایج این مطالعه می‌تواند در بهبود تمرین‌های توان‌بخشی و نیز تدابیر اتخاذی در اصلاح رویکردهای جراحی برای جلوگیری از آرتروز زودرس در این گروه افراد موثر باشد.
- #### ۵- مراجع
- [1] B. Gao, M.L. Cordova, 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.
- [2] L.Y. Griffin et al., Understanding and Preventing Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries A Review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *The American journal of sports medicine*, 2006. 34(9): p. 1512-1532.
- [3] S. Karmani, T. Ember, The anterior cruciate ligament—1. *Current Orthopaedics*, 2003. 17(5): p. 369-377.
- [4] T.P. Andriacchi, C.O. Dyrby, Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech*, 2005. 38(2): p. 293-8.
- [5] A. Thambyah, P. Thiagarajan, J. Goh Cho Hong, Knee joint moments during stair climbing of patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004. 19(5): p. 489-96.
- [6] J. Gillquist, K. Messner, Anterior cruciate ligament reconstruction and the long term incidence of gonarthrosis. *Sports Medicine*, 1999. 27(3): p. 143-156.

- [28] R.M. Ehrig et al., A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics*, 2007. 40(10): p. 2150-2157.
- [29] R.M. Ehrig et al., The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. *Journal of biomechanics*, 2011. 44(7): p. 1400-1404.
- [30] E.S. Grood, W.J. Suntay, A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 1983. 105(2): p. 136-144.
- [31] C.M. O'Connor et al., Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & posture*, 2007. 25(3): p. 469-474.
- [32] B. Gao, N.N. Zheng, Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2010. 25(3): p. 222-9.
- [33] T.P. Andriacchi, A. Mündermann, The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Current opinion in rheumatology*, 2006. 18(5): p. 514-518.
- [22] J. Irrgang, Modern trends in anterior cruciate ligament rehabilitation: nonoperative and postoperative management. *Clinics in sports medicine*, 1993. 12(4): p. 797-813.
- [23] G.R. Scuderi et al., The new Knee Society knee scoring system. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 2012. 470(1): p. 3-19
- [24] B. Dai 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.
- [25] J.E. Tibone et al., Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. *The American journal of sports medicine*, 1986. 14(4): p. 276-284.
- [26] W. Taylor 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.
- [27] W.R. Taylor et al., On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *Journal of Orthopaedic Research*, 2005. 23(4): p. 726-734.