مجله علوم پزشکی رازی دوره ۲۹، شماره ۷، مهر ۱۴۰۱ http://rjms.iums.ac.ir

مقاله پژوهشی

ارتباط بین پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس العمل زمین حین حرکت پرش و فرود تک پا

نوید کلانی: دانشجوی دکتری گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران (* نویسنده مسئول)
navidkalani20@gmail.com
هومن مینونژاد: دانشیار، گروه گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
محمدحسین علیزاده: استاد، گروه گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
عبدالکریم کریمی: استادیار، گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: آسیب رباط صلیبی قدامی یکی از شایع‌ترین آسیب‌های زانو می‌باشد و پیشگیری از این آسیب اهمیت بالایی دارد لذا بر این اساس هدف از تحقیق حاضر ارتباط بین پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس العمل زمین در حین حرکت پرش و فرود تک پا در ورزشکاران فوتبال می‌باشد.

روش کار: در این تحقیق جامعه آماری کلیه ورزشکاران فوتبال ۱۷ تا ۲۳ سال استان چهارمحال و بختیاری بودند که از بین آن‌ها تعداد ۲۱ ورزشکار به صورت در دسترس و به طور تصادفی از طریق آزمون LESS انتخاب شدند و در مرحله دوم در آزمایشگاه، نیروی عکس العمل زمین آن‌ها در حین حرکت پرش و فرود تک پا با استفاده از صفحه نیرو مدل کیستلر بدست آمد و سپس داده‌های بدست آمده از طریق نرم افزار موکا و متلب مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که بین میزان فلکش زانو، فلکشن تنه و پلانتار فلکشن پا با نیروی عکس العمل عمودی و قدامی- خلفی زمین ارتباط معناداری وجود دارد. همچنین بین فلکشن زانو و فلکشن تنه و پلانتار فلکشن پا و والگوس زانو و وضعیت چرخش پا با نیروی داخلی- خارجی عکس العمل زمین ارتباط معناداری وجود دارد ($p<۰/۰۵$).

نتیجه گیری: به نظر می‌رسد همانطور که نیروی عکس العمل زمین یکی از عوامل آسیب رباط صلیبی قدامی است و ارتباط معناداری با فاکتورهای کینماتیکی اندام تحتانی دارد، پس آزمون LESS می تواند پیش بینی کننده بسیار قوی آسیب رباط صلیبی قدامی باشد.

تعارض منافع: گزارش نشده است.
منبع حمایت‌کننده: حامی مالی ندارد.

کلیدواژه‌ها
نیروی عکس العمل زمین،
رباط صلیبی قدامی،
کینماتیک،
پرش و فرود

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۵/۱۰
تاریخ چاپ: ۱۴۰۱/۰۷/۰۹

شیوه استناد به این مقاله:
Kalani N, Minoonejad H, Alizadeh M, Karimi A. Relationship between Kinematic Parameters of the Lower Limb and Maximum Ground Reaction Force during Jumping and One-Legged Landing. Razi J Med Sci. 2022;29(7):85-96.

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 3.0 صورت گرفته است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

Razi Journal of Medical Sciences. 2022;29(7):85-96. http://rjms.iums.ac.ir

Original Article

Relationship between Kinematic Parameters of the Lower Limb and Maximum Ground Reaction Force during Jumping and One-Legged Landing

Navid Kalani: PhD Student, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran (* Corresponding author) navidkalani20@gmail.com
Hooman Minoonejad: Associate Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
Mohammadhossen Alizadeh: Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
Abdolkarim Karimi: Assistant Professor of Physiotherapy, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Abstract

Background & Aims: Anterior cruciate ligament injury is one of the most common injuries of the knee joint and prevention of this injury is of great importance. Considering that ground reaction forces are one of the load factors on the anterior cruciate ligament, Despite much research in this field to prevent ACL injury, the prevalence of this injury is still high. For example, previous studies have shown that increasing the valgus angle of the knee, decreasing the flexion angle of the knee, and decreasing the flexion angle of the hip during landing cause more damage to the anterior cruciate ligament. In fact, the common movement pattern in non-contact ACL injuries includes a decrease in knee flexion, hip flexion, and trunk flexion with an increase in knee valgus and tibial rotation. Studies have shown that the anterior shear forces are the main mechanism of load on the anterior cruciate ligament. Ground reaction force is an important kinetic parameter in the lower extremities. The ground reaction force during sports activities affects the magnitude of the anterior tibial shear force by changing the flexion-extension torques of the knee, which must be balanced with the quadriceps and hamstrings. Landing Error scoring system test is a very inexpensive tools that calculates the jump-landing technique error in a range of visible items in human movement. Given that the LESS is a test to predict anterior cruciate ligament injury, and on the other hand, the ground reaction forces that enter the knee joint as a result of landing after a jump can cause anterior cruciate ligament injury for That the results of the landing error scoring test are to predict anterior cruciate ligament injury, given that it has been proven the ground reaction forces on the knee cause anterior cruciate ligament injury to be more confident in the results of LESS test to Predict Anterior Cruciate Ligament Injury and how much the implementation of the LESS test based on ground reaction forces can help the athlete community in identifying individuals prone to anterior cruciate ligament injury. therefore, the purpose of this study The relationship between the kinematic parameters of the lower limb and the maximum ground reaction force during the jumping and one legged landing in football players.
Methods: The present study was a type of correlational research and sampling method was selected and available. The statistical population of this study included all male football players in Chaharmahal and Bakhtiari province with the age range of 17 to 23 years. Among this statistical population, based on the LESS test, the reliability was reported be good to excellent. A total of 21 subjects were selected and the criteria for exclusion from the lower extremity injury test (including knee, ankle, etc.) and any surgery in the lower extremity. The test procedure for the landing error score test was that people jumped from a 30 cm platform and landed in front of the platform at a distance of approximately 50% of their height, and then immediately performed a maximum vertical

Keywords
Ground Reaction Force,
Anterior Cruciate Ligament,
Kinematic,
Jump Landing

Received: 01/08/2022
Published: 01/10/2022

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

jump. 21 athletes (age:19.6±0.9 years, weight: 69.5± 6.3 kg, height 176.24± 3.44 cm) that 11 people with a high score from the LESS test is susceptible to the ACL injuries and 10 people with low scores were selected from the LESS test who were not susceptible to ACL injury. Before taking the test, each of the subjects was explained how to take the test and the project, and they all signed the consent form to take the test. To collect the maximum ground force information from a three-axis force plate (Kistler model 5*60*50 cm, made in Switzerland) which was embedded in the laboratory floor, to record and measure the ground reaction forces entered by the lower band and detect the first foot contact was used. Ground reaction force information was recorded by a force plate with a sampling frequency of 200 Hz. To perform the single-leg jump-landing test, the subject stood on two legs and performed a maximum vertical jump and landed on the dominant leg. Ground reaction force data Were registered by QTM software and These data were then transferred to Moka software (three-dimensional analysis of kinetic and kinematic motion) and the data were extracted by this software and MATLAB software was used to analyze the force data. In order to filter the raw data, the low-pass Butterworth technique with a shear frequency of 20 was used, which was determined using the residual analysis technique. All data were analyzed using SPSS software version 22. Shapiro-Wilk test was used to investigate the data distribution and Pearson correlation test was used to investigate the relationship between the maximum ground reaction force and the landing error score. Also, hypothesis testing was performed at a significance level of 95%.

Results: The results showed that there was a significant relationship between knee flexion, trunk flexion and plantar flexion with ground vertical reaction force and also between knee flexion and trunk flexion and plantar flexion with posterior anterior ground reaction force ($p < 0.05$). There is a significant relationship between all cases of lower limb movement, that's mean knee flexion, trunk flexion, knee valgus, plantar flexion of the foot and the position of the foot (outward or inward foot) with the internal-external force of the ground reaction ($p<0.05$). That is, by reducing the knee flexion and reducing the trunk flexion and reducing the plantar flexion of the foot (landing at the first moment of impact with the sole of the foot or with the heel), the vertical force of the ground reaction on the knee increases. Also, by reducing the knee flexion and reducing the trunk flexion and reducing the plantar flexion of the foot, the anterior-posterior force of the ground reaction applied to the knee also increases. By increasing the knee flexion, decreasing the trunk flexion, increasing the knee valgus, increasing the plantar flexion of the foot and increasing the position of the foot, the internal-external force of the ground reaction to the knee increases. As can be seen in the table, most correlation with the external internal reaction force of the knee is the valgus of the knee, which increases with increasing valgus of the knee.

Conclusion: According to the results it can be concluded that just as the ground reaction force is one of the causes of anterior cruciate ligament injury and has a significant relationship with the landing error score, so the landing error score can predict the anterior cruciate ligament injury.

Conflicts of interest: None
Funding: None

Cite this article as:

Kalani N, Minoonejad H, Alizadeh M, Karimi A. Relationship between Kinematic Parameters of the Lower Limb and Maximum Ground Reaction Force during Jumping and One-Legged Landing. Razi J Med Sci. 2022;29(7):85-96.

*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

مقدمه

مفصل زانو بزرگ‌ترین و پیچیده‌ترین مفصل بدن است و با توجه به اهمیت آن در ایجاد پایداری و تحمل وزن، هرگونه درد، آسیب یا ناهنجاری اسکلتی– عضلانی موجب تسریع تغییرات فرسایشی این مفصل می شود (۱). آسیب زانو در ورزش‌های دبیرستانی از جمله شایع ترین آسیب های جدی هستند که آسیب رباط صلیبی قدامی (Anterior cruciate ligament) حدود ۵۰ درصد یا بیشتر آسیب های زانو را در بر می گیرد (۲،۳). شواهد اخیر نشان می دهد که میزان آسیب های ACL برای ورزش های تیمی در ایالات متحده ۶/۵ در هر ۱۰۰۰۰۰ بار در معرض ورزش قرار گرفتن است که میزان آن در طول رقابت نسبت به تمرین بالاتر می باشد (۴). در ورزش ها، فوتبال زنان و بعد از آن فوتبال مردان بیشترین نرخ آسیب را دارد (۴). رباط صلیبی قدامی به هر دو شکل برخوردی و غیر برخوردی آسیب می بیند که در این بین آسیب های غیر برخوردی ۷۰ درصد از آسیب‌ها را در بر می‌گیرد (۵) و بیشتر ناشی از کاهش شتاب ناگهانی مثل فرود بعد از پرش یا مانورهای برشی رخ می دهد (۶). تحقیقات زیادی عوامل خطرزای احتمالی آسیب های رباط صلیبی قدامی را بررسی کرده اند و عوامل خطرزای این آسیب را می توان عوامل آناتومیکی، هورمونی، عوامل عصبی عضلانی و بیومکانیکی طبقه بندی کرد که عوامل عصبی عضلانی و بیومکانیکی قابل اصلاح هستند(۷). علی رغم تحقیقات زیادی به منظور پیشگیری از آسیب ACL انجام شده همچنان شیوع این آسیب بالا می‌باشد (۸). با توجه به این که حرکت پرش و فرود در اکثر ورزش ها از جمله حرکات ورزشی متداول است که می تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید که اغلب با آسیب های اندام تحتانی مرتبط است (۹) که این ضربه ی مکانیکی می بایست از طریق سیستم اسکلتی عضلانی کاهش یابد که این افزایش نیروهای برخوردی هنگام فرود و نیز بزرگی و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب فراهم می کند (۱۰) که بر این اساس مطالعات مشاهدات کینماتیکی سازوکار آسیب و آنالیز کینماتیکی افراد در خطر آسیب غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی، نشان دادند که حرکات و وضعیت بدن و مفاصل اندام تحتانی و فوقانی، فرد را در خطر بالاتری برای آسیب قرار می‌دهد (۱۱). برای مثال، مطالعات گذشته نشان داده‌اند که افزایش زاویه والگوس زانو (۱۳،۱۲)، کاهش زاویه فلکشن زانو (۱۲،۱۴) و کاهش زاویه فلکشن هیپ (۱۵،۱۶) حین فرود باعث آسیب بیشتر لیگامان متقاطع قدامی می‌شود. در حقیقت الگوی حرکتی رایج در آسیب‌های غیربرخوردی ACL شامل کاهش در فلکشن زانو، فلکشن هیپ و فلکشن تنه همراه با افزایش در والگوس زانو و چرخش تیبیا می‌باشد (۱۳). براساس مطالعات گذشته مارکولف و همکاران (۱۹۹۵) نشان دادند که نیروهای برشی قدامی سازوکار اصلی بار وارده به لیگامان متقاطع قدامی هستند (۱۷). نیروی عکس العمل زمین یک پارامتر کینتیکی مهم در اندام تحتانی است که در طول فعالیت های ورزشی، بزرگی نیروی برشی قدامی درشتنی را با تغییر گشتاورهای فلکشن-اکستنشن زانو که باید با عضلات چهارسر ران و همسترینگ متعادل شوند، تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱۷). یو و همکاران نشان دادند که افزایش نیروی خلفی عکس العمل زمین حین حرکت فرود بعد از پرش نیروی عضله چهار سر ران را افزایش داده و باعث افزایش بار بر روی ACL می‌شود (۱۸،۱۹). سل و همکاران نشان دادند که نیروی خلفی عکس العمل زمین و گشتاور فلکشن زانو پیش بین های معنادار نیروی برشی قدامی درشتنی هستند و عوامل مهمی هستند که بزرگی نیروی برشی قدامی استخوان درشت نی را تحت تاثیر قرار می دهند که این باعث افزایش بار ACL می شود که این بار می تواند باعث آسیب آن شود (۱۸،۱۹). همچنین دشتی و همکاران (۱۳۹۷) ارتباط بین فعالیت عضلات اطراف زانو با حداکثر نیروهای عکس العمل زمین حین حرکت فرود تک پا را بررسی کردند وچنین نشان دادند که همبستگی معنادار و منفی بین عضله دوقلو خارجی در مرحله بعد از برخورد با تمام مولفه های نیروی عکس العمل زمین وجود دارد و بین فعالیت عضله دوقلو داخلی در مرحله قبل از برخورد با تمام مولفه های نیروی عکس العمل زمین همبستگی مثبت و معنادار و در مرحله بعد از برخورد با مولفه های عمودی و قدامی خلفی همبستگی منفی و معنادار وجود دارد و بین فعالیت عضله همسترینگ خارجی و مولفه های قدامی خلفی نیروی عکس العمل زمین در مرحله بعد از

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

برخورد همبستگی منفی و معناداری وجود دارد (۲۰).

رجبی و همکاران (۱۳۹۲) ارتباط بین سینماتیک تنه و زانو در صفحه ساجیتال با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا را طی حرکت فرود تک پا بررسی کردند و نشان دادند که فلکشن کمتر تنه و زانو موجب حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا در حرکت فرود تک پا می شود و چنین اظهار کردند که این نتایج شواهد مهمی را برای عوامل خطر آسیب رباط صلیبی قدامی بررسی می‌کند (۲۱).

پیشگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی به دلیل جلوگیری از ایجاد آسیب های ثانویه این آسیب مانند پارگی مینیسک و استئوآرتریت زانو اهمیت ویژه ای دارد همچنین مسائل مالی متعاقب آسیب رباط صلیبی قدامی مانند جراحی، توانبخشی و عوامل روانی اجتماعی لزوم به کارگیری برنامه های پیشگیری از آسیب را پر رنگ تر کرده است که آسیب رباط صلیبی قدامی علاوه بر هزینه های مالی باعث ناتوانی فرد و مشکلات جدی برای فرد می شود که بررسی راستای زانو حین حرکات عملکردی احتمالا می تواند در برآورد تشخیص آسیب رباط صلیبی قدامی مهم باشد (۲۲) بر این اساس بدون تردید سیستم های آنالیز حرکت دقیق ترین روش برای بررسی کینماتیکی عوامل خطرزای آسیب های مفاصل و اندام هستند، اما با این وجود به علت محدودیت های زمانی و مالی و زمان بر بودن تحلیل داده های بدست آمده از این سیستم ها، استفاده از آنها برای شناسایی افراد با الگو های حرکتی خطرزا در گروه های بزرگ عملی نمی باشد. آزمون سیستم امتیاز دهی خطای فرود (Landing Error Scoring System) یک ابزار میدانی بسیار ارزان قیمت بوده که خطای تکنیک پرش-فرود را در دامنه ای از آیتم‌های مشهود در حرکت انسان محاسبه می‌کند (۲۳) و همچنین قابلیت پیشگویانه در شناسایی افراد با خطر بالای آسیب دیدگی را برای آن ذکر کردند (۲۴). با توجه به این که LESS یک آزمون برای پیش بینی آسیب رباط صلیبی قدامی است و از طرفی که نیروهای عکس العمل زمین که در اثر فرود بعد از پرش به مفصل زانو وارد می شود و می‌تواند باعث آسیب رباط صلیبی قدامی شود و اینکه براساس پیشینه تحقیق هیچ ارتباطی بین این دو متغیر صورت نگرفته است برای اینکه با اطمینان بیشتر نسبت به نتایج آزمون LESS برای پیش بینی آسیب رباط صلیبی قدامی صحبت کنیم سوالی که در اینجا مطرح است این است که آیا بین نمره آزمون LESS بازیکنان فوتبال و نیروی عکس العمل زمین در حین حرکت پرش و فرود تک پا ارتباط معناداری وجود دارد؟ و اینکه اجرای آزمون LESS بر اساس نیروهای عکس العمل زمین چقدر می تواند در شناسایی افراد مستعد آسیب رباط صلیبی قدامی به جامعه ورزشکار کمک بکند.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع پژوهشهای همبستگی و روش نمونه گیری از نوع تصادفی ساده بود. جامعه آماری این تحقیق شامل بازیکنان فوتبال مرد استان چهارمحال و بختیاری با دامنه سنی ۱۷ تا ۲۳ سال بودند که ابتدا به صورت شفاهی روند پژوهش برای آنها توضیح داده شد و از تمایل آنها برای شرکت در تحقیق اطمینان حاصل شد و در ادامه فرم رضایت نامه و پرسشنامه اطلاعات فردی به افراد داوطلب ارائه گردید که از میان این جامعه آماری، به صورت تصادفی و براساس آزمون LESS (آزمونی است که میزان خطای فرود فرد هنگام پرش و فرود برا برا ساس الگوهای کینماتیکی بررسی می کند) که پایایی بین آزمونگر و درون آزمونگر آن به ترتیب خوب تا عالی گزارش شده است و همچنین روایی همزمان درون آزمونگر بین ارزیابی کننده ماهر و مبتدی برای این آزمون عالی گزارش شده است (۲۳) تعداد ۲۱ آزمودنی انتخاب شدند. از معیار های ورود داشتن حداقل ۴ سال سابقه در ورزش فوتبال و از معیار های خروج از آزمون آسیب اندام تحتانی (شامل آسیب مفصل زانو، مچ پا و ...) و هر گونه جراحی در ناحیه اندام تحتانی و عدم تمایل به ادامه شرکت در پژوهش بود. در این تحقیق تمامی قوانین و نحوه رفتار با آزمودنی ها بر اساس کد اخلاق IR.SSRC.REC.1399.004 رعایت گردید.

روند اجرای آزمون LESS بدین ترتیب بود که افراد از روی سکوی ۳۰ سانتیمتری حرکت پرش را انجام دادند

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

شکل ۱- نحوه انجام آزمون خطای فرود آزمودنی‌ها

شکل ۲- نحوه تست پرش و فرود تک پا

و در جلوی سکو و در فاصله ای تقریباً برابر با ۵۰ درصد قد خود فرود آمدند و سپس بلافاصله یک پرش عمودی حداکثری را انجام دادند. در هنگام آموزش آزمون تأکید شد که فرد به محض فرود از سکو، حتی الامکان به سمت بالا بپرد (شکل ۱). در هنگام انجام آزمون هیچ بازخورد یا آموزشی به فرد داده نمی شد، مگر اینکه آزمون را اشتباه انجام میداد. پس از آموزش آزمون، افراد اجازه داشتند دو پرش تمرینی داشته باشند تا آن را فرا بگیرند. سپس افراد ۳ پرش درست را انجام دادند. درصورتیکه فرد به فاصله افقی تعیین شده نمی رسید یا پس از فرود پرش عمودی حداکثری را انجام نمی داد، آن نوبت حذف و مانور پرش-فرود یکبار دیگر تکرار می شد. دو دوربین فیلمبرداری پایه دار مدل کانن جهت ضبط تصاویر پرش افراد از نمای فرونتال و ساجیتال به ترتیب در فاصله ۴/۸ و ۴ متری قرار داشتند.

تعداد ۲۱ ورزشکار انتخاب شده که ۱۱ نفر با نمره بالا از آزمون LESS یعنی مستعد آسیب ACL بودند و ۱۰ نفر با نمره پایین از آزمون LESS که مستعد آسیب نبودند برای جمع آوری اطلاعات حداکثر نیروی عکس العمل زمین از یک صفحه نیروی سه محوره (مدل کیستلر ۵*۶۰*۵۰ سانتیمتر، ساخت کشور سوئیس) که در کف آزمایشگاه جا سازی شده بود، برای ثبت و اندازه گیری نیروهای عکس العمل زمین وارد شده براندام تحتانی و تشخیص اولین تماس پا استفاده شد. اطلاعات نیروهای عکس العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (۲۳). برای اجرای آزمون پرش- فرود تک پا، آزمودنی بر روی دو پا ایستاده و یک پرش عمودی حداکثری انجام داد و بر روی پای غالب فرود آمد (شکل ۲).

اطلاعات دریافتی نیروی عکس العمل زمین با استفاده از صفحه نیرو توسط نرم افزار کیو. تی. ام ثبت شدند سپس این اطلاعات به نرم افزار موکا (تجزیه و تحلیل سه بعدی حرکت کینتیک و کینماتیک) انتقال داده شد و داده ها توسط این نرم افزار استخراج شد و از نرم افزار

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

متلب برای تحلیل داده های نیرو استفاده شد. به منظور فیلتر کردن داده های خام، از تکنیک پایین گذر باتروورث با فرکانس برش ۲۰ استفاده شد که این فرکانس بر شی، با ا ستفاده از تکنیک تحلیل باقی مانده تعیین گردید (۲۵). تمام داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ بررسی شدند. برای بررسی توزیع داده از آزمون شاپیرو- ویلک و برای بررسی ارتباط بین حداکثر نیروی عکس العمل زمین با نمره خطای فرود از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. همچنین آزمون فرضیات در سطح معناداری ۹۵ درصد انجام شد.

یافته‌ها

همانطور که در جدول ۲ مشاهده می شود بین میزان فلکش زانو، فلکشن تنه و پلانتار فلکشن پا با نیروی عکس العمل عمودی زمین و همچنین بین فلکشن زانو و فلکشن تنه و پلانتار فلکشن پا با نیروی قدامی خلفی عکس العمل زمین ارتباط معناداری وجود دارد (p<۰/۰۵). بین تمام موارد حرکتی اندام تحتانی یعنی فلکشن زانو، فلکشن تنه، والگوس زانو، پلانتار فلکشن پا و وضعیت پا (پای رو به بیرون یا داخل) با نیروی داخلی- خارجی عکس العمل زمین ارتباط معناداری وجود دارد (p<۰/۰۵). یعنی با کاهش فلکشن زانو و کاهش فلکشن تنه و کاهش پلانتار فلکشن پا (فرود در اولین لحظه برخورد همراه با کف پا یا با پاشنه پا باشد) نیروی عمودی عکس العمل زمین وارده به زانو افزایش پیدا می کند. همچنین با کاهش فلکشن زانو و کاهش فلکشن تنه و کاهش پلانتار فلکشن پا نیروی قدامی- خلفی عکس العمل زمین وارد شده به زانو نیز افزایش پیدا می کند. با افزایش فلکشن زانو، کاهش فلکشن تنه، افزایش ولگوس زانو، افزایش پلانتار فلکشن پا و افزایش وضعیت پا باعث می شود که نیروی داخلی- خارجی عکس العمل زمین وارده به زانو افزایش پیدا کند. همانطور که در جدول مشاهده می شود بیشتر همبستگی با نیروی عکس العمل داخلی خارجی زانو، والگوس زانو می باشد که با افزایش والگوس زانو این نیرو افزایش پیدا می کند.

بحث

نتایج مطالعات دووراک (۲۰۱۱) نشان داده است که همواره، پایداری مفصل زانوی ورزشکاران از دغدغه های مربیان بوده ا ست، چنان که مطالعات همه گیر شنا سی بیانگر آن است که میزان آسیب‌های اندام تحتانی، به ویژه زانو، پس از سالیان متمادی و با استفاده از روش‌های علمی و مدرن تمرینی، همچنان در بالاترین سطوح آسیب های ورزشی قرار دارد (۲۶). برای رفع این م شکل تاکنون اقدامات درمانی زیادی انجام شده ا ست

جدول ۱- توصیف ویژگی های آزمودنی ها

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	BMI (کیلوگرم بر متر مربع)
مستعد آسیب رباط صلیبی	۱۹/۶ ± ۰/۹۲	۷۴/۵ ± ۶/۳	۱۷۶/۲۴ ± ۳/۴۴	۲۳/۶۵ ± ۱/۷۸
غیر مستعد آسیب رباط صلیبی	۲۰/۱ ± ۰/۸۶	۷۲/۶ ± ۵/۴	۱۷۴/۳۱ ± ۴/۱	۲۴/۰۹ ± ۱/۴۹

BMI: Body Mass Index

جدول ۲- همبستگی بین نمره خطای فرود و حداکثر نیروی عکس العمل زمین

	نیروی عمودی		نیروی قدامی خلفی		نیروی داخلی خارجی	
	r	p	r	p	R	p
فلکشن زانو	-۰/۷۱	*۰/۰۰۱	-۰/۷۸	*۰/۰۰۱	۰/۵۵	*۰/۰۲
فلکشن تنه	-۰/۶۴	*۰/۰۰۸	-۰/۵۱	*۰/۰۱	-/۵۰۲	*۰/۰۳۱
ولگوس زانو	۰/۲۶	۰/۲۲	۰/۲۰	۰/۳۲	۰/۷۳	*۰/۰۰۱
پلانتار فلکشن پا	-۰/۶۲	*۰/۰۰۹	-۰/۷۰	*۰/۰۰۱	۰/۴۸	*۰/۰۴۲
وضعیت پا	۰/۱۱	۰/۳۴	۰/۲۱	۰/۱۹	۰/۵۲	*۰/۰۱۳

* p<۰/۰۵

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

که از میان آن‌ها، روش های غیرجراحی و غیرارویی همچون تمرین، مورد توجه پژوهشگران بوده است تا با استفاده از روش های پیشگیرانه تمرین که منطبق بر فعالیت بازیکنان می باشد، آنها را از آسیب های زانو مصون دارند (۲۷).

یکی از روش‌های پیشگیرانه استفاده از آزمون های عملکرد اندام تحتانی است که در این مطالعه، از آزمون سیستم نمره دهی خطای فرود (آزمون LESS) برای بررسی برخی از پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی حین فرود تک پا استفاده شد. افزایش نیروهای برخوردی حین اجرای حرکاتی مانند فرود و تکرار این نیروها، زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۲۸). ازجمله مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب هنگام فرود، میزان نیروهای وارد شده به مفاصل اندام تحتانی است. حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین متغیرهای بیومکانیکی هستند که در اثر برخورد پنجه و سپس، پاشنه با زمین حین فرود، ظاهر می شوند. نیروهای عمودی عکس العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوهٔ فرود فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می کنند (۲۹،۳۰). بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین به فعالسازی و انقباض برونگرای عضلات بستگی دارد (۳۱). همچنین، برای کاهش میزان نیروهای عکس العمل زمین، بدن باید فرود را پیش بینی کند و برای آن خود را آماده سازد که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می‌شود (۲۸،۳۲).

نیروهای عکس العمل زمین عوامل مهمی هستند که بزرگی نیروی برشی قدامی استخوان درشت نی را تحت تاثیر قرار می دهند که این باعث افزایش بار ACL می شود. همانطور که در سیستم نمره دهی خطای فرود که یک سیستمی برای پیش بینی آسیب ACL است مشاهده می شود، افرادی که در این آزمون دارای والگوس زانوی زیاد، فلکشن زانوی کم، فلکشن تنه کم هستند و همچنین با پاهای چرخیده به خارج فرود می آیند مستعد آسیب ACL هستند که این نیز در نیروهای عکس العمل زمین هم مشاهده شد که در این وضعیت‌ها نیروی عکس عمل زمین که یکی از بزرگترین عامل‌های آسیب ACL است نیز زیاد است که نشان دهنده این است که در این افراد احتمال آسیب ACL بالا است. لی و همکاران (۳۳) گزارش کردند که افزایش گشتاور باعث افزایش آسیبهای مفصل می شود. بنابراین همانطور که مشاهده شد هر گونه انحرافات در مفاصل باعث افزایش نیروی عکس العمل زمین شد و این انحرافات مفصلی در حین پرش فرود باعث می شود که نیروی عکس العمل زمین که به مفصل باز می گردد نیاز به کنترل داشته باشد که این کنترل از طریق گشتاور مفصل باید متعادل شود و نیاز به قدرت عضلانی بالایی برای این کنترل است که اگر عضلات از قدرت کافی برخوردار نباشند ممکن است در مفصل باعث آسیب شود. بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین به فعال سازی و انقباض برون گرای عضلات پلانتار فلکسور بستگی دارد. در حین اجرای فعالیت های توأم با تحمل وزن مانند فرود، اندام های تحتانی مسئول جذب شوک هنگام تماس پا با زمین هستند و برای کاهش میزان نیروهای عکس العمل پیش بینی فرود نیز از عوامل تاثیرگذار است که از طریق انقباض عضلانی میزان نیروی فرود را کاهش می دهد (۳۴). ممکن است فعال سازی عضلانی و نیروهای تماسی هنگام فرود به یکدیگر وابسته باشند. زمانی که بدن نتواند انقباضات برون گرا و پیش بین عضلات را به کار برد، سبب افزایش نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۳۵). از طرفی حرکت اندام و وضعیت زانو و انقباض برون گرای عضلات رانی در لحظه تماس پا با زمین می تواند در کاهش مقدار نیروی عکس العمل دخیل باشد (۳۶). برخی افراد پیش از تماس با زمین، سرعت پا را کاهش می دهند یا آن را متوقف می کنند، در حالی که برخی دیگر اجازه می دهند زمین پای آنها را متوقف کند (۳۷). دکر و همکاران (۲۰۰۳) و زانگ و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، همچنین انقباض برون گرای عضلات پلنتارفلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می شوند. عضلات اکستنسور زانو جذب

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتارفلکسور مچ پا جذب کننده ثانویه شوک تو صیف شده‌اند (۳۸). بنابراین ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون گرا و پیش بینی عضلات اندام تحتانی می تواند سبب افزایش نیروهای عکس العمل زمین شود.

افزایش زاویه فلکشن زانو موجب جابجایی مرکز ثقل بیشتر و کاهش نیروهای عکس العمل زمین درجهت عمودی و خلفی می شود که احتمالا به دلیل قرار گرفتن عضلات در یک وضعیت کاراتر جهت جذب انرژی جنبشی می باشد. علاوه بر این افزایش فلکشن زانو منجر به افزایش تولید نیروی ماکزیمم و یا هماهنگی بهینه بیشتر می شود (۳۹). افزایش زاویه فلکشن زانو می‌تواند با تغییر عملکرد کوادریسپس و همسترینگ همراه باشد. انقباض همسترینگ در زوایای فلکشن اندک زانو نمی تواند استرین رباط صلیبی قدامی را کاهش دهد. به دلیل این که این عضلات در فلکشن بیشتر زانو بر روی تیبیا اثر می گذارند. از طرف دیگر در زوایای بیشتر از ۶۰ درجه زانو، انقباض کوادریسپس توانایی افزایش استرین رباط صلیبی قدامی را نداشته و جابجایی قدامی و چرخش داخلی تیبیا به علت تغییر در انقباض کوادریسپس کاهش پیدا می کند علاوه بر این، انقباض همسترینگ منجر به کاهش جابجایی قدامی تیبیا و چرخش داخلی آن در این زوایا می شود(۴۰). به طور کلی می توان گفت افزایش فلکشن زانو منجر به برطرف شدن غلبه کوادریسپس، کینماتیک بهتر زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس العمل زمین می شود. در واقع افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی میتواند باعث کاهش حداکثر نیروی قدامی-خلفی عکس العمل زمین شود. نقش عضلات همسترینگ در کاهش گشتاورهای داخلی زانو و نیروی افقی در تحقیقات قبلی نشان داده شده است (۴۱) همچنین نشان داده شده است که افزایش نیروی خلفی عکس العمل زمین میتواند باعث افزایش نیروی برشی قدامی درشت نی شود (۴۲)، بنابراین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی میتواند با کاهش نیروی قدامی-خلفی عکس العمل زمین میزان نیروی برشی قدامی درشت نی را کاهش دهد. عضلات همسترینگ خارجی به خاطر مکانیسم محافظتی کاهش جابه جایی قدامی به عنوان آگونیست- ACL در نظر گرفته می شوند به خصوص زمانی که زانو در وضعیت فلکشن ۱۵ تا ۳۰ درجه قرار دارد (۴۳). در این دامنه فلکشن زانو، خط کشش عضله همسترینگ به گونه ای است که برای ایجاد کشش خلفی استخوان درشت نی دارای مزیت است (۴۴) همچنین نشان داده شده است که افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی میتواند باعث کاهش چرخش داخلی استخوان درشت نی شود (۴۵) فوجی وهمکاران نیز در تحقیق خود نشان دادند که ارتباط منفی و معنادرای بین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی و کاهش چرخش داخلی زانو در بسکتبالیست ها وجود دارد. با توجه به نقش فعالیت عضلات چهارسران در جابه جایی قدامی درشت نی، مقابله با این حرکت توسط عضلات همسترینگ حائز اهمیت است (۴۶).

مالفیت و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که ارتباط مثبت ومعناداری بین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی و افزایش زاویه فلکشن زانو و ران در مرحله بعد از برخورد پا با زمین حین حرکت افت-فرود وجود دارد (۴۷) معمولا افزایش زاویه فلکشن زانو و ران با کاهش حداکثر نیروهای عکس العمل زمین همراه میشود. در واقع انقباض عضلات چهارسر ران باعث افزایش نیروی برشی قدامی در انتهای پروگزیمال استخوان درشت نی از طریق تاندون کشکک می شود. هر چه نیروی عضلات چهارسر ران بیشتر باشد باعث افزایش نیروی خلفی عکس العمل زمین و در نتیجه افزایش بارگذاری رباط صلیبی قدامی می‌شود (۴۸).

مطالعات نشان داده‌اند که برای انجام فرود موفق به هنگام انجام فعالیت‌های ورزشی مختلف، سیستم حرکتی باید ویژگی‌های نیروی عکس العمل زمین مانند بزرگی نیروی تماسی را پیش بینی نماید و بزرگی و سرعت چرخش مفاصل اندام تحتانی را با فعال کردن برخی از مکانیسم‌های جذب انرژی، کنترل کند (۴۹). هدف اصلی سیستم حرکتی، به حداقل رساندن نیروی تماسی به هنگام فرود می‌باشد.

لازم به ذکر می‌باشد که هرچند افزایش حداکثر مولفه

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

های نیروی عکس العمل زمین و کاهش زمان رسیدن به این حداکثر نیرو موجب بهتر شدن مهارت ورزشکار می شود اما می تواند به دلیل تحمل نیرو در مدت زمان کوتاه تر باعث افزایش میزان آ سیب دیدگی شود. علاوه بر این در صورتی که زمان رسیدن به حداکثر نیرو افزایش یابد مقدار شتاب منفی نیز کم شده و در نتیجه نیروی عکس العمل زمین در زمان طولانی تری به مقدار حداکثر خود می ر سد و لذا خطر آ سیب دیدگی کاهش می‌یابد (۵۰).

حین اجرای مانور فرود که احتمال ایجاد انقباض برون گرا در عضله کوادریسپس زیاد می باشد، ضروری است که ع ضلات هم سترینگ وارد عمل شوند، ثبات مف صل زانو را حفظ کرده و رباط صلیبی قدامی را محافظت نمایند، بنابراین بهبود ثبات زانو از این طریق بیانگر بهینه شدن برنامه حرکتی می‌باشد (۵۱) تئوری بهینه شدن حمایت ذکر می‌کند که در اجرای یک حرکت خطر ناک آسیب زا مانند فرود فعالیت عضلات همسترینگ همزمان و منطبق با نیروهای برشی تیبیوفمورال، دقیقا پس از اولین برخورد پا با زمین افزایش پیدا می کند(۵۲) و باعث کاهش آسیب رباط صلیبی قدامی می‌شود.

با توجه به مطالب ذکر شده و اینکه نیروهای عکس العمل زمین به چه شکلی بر روی رباط صلیبی قدامی می توانند تاثیر داشته باشند و حتی باعث آسیب این رباط نیر شوند لذا براین اساس تعیین نیروهای عکس العمل مف صل زانو نیاز به د ستگاههای پیشرفته دارد که هم زمان زیادی برای م شخص کردن و ضعیت مف صل و هم نیاز به هزینه ی بالایی دارد لذا بر اساس نتایج بدست آمده از این تحقیق و ارتباط نیروهای عکس العمل زمین با پارامترهای کینماتیکی سیستم نمره دهی خ طای فرود و این که این آزمون یک آزمون در دسترس است و اجرای آن راحت می‌باشد به راحتی می توان متوجه شد که نیروهای عکس العمل زمین چگونه زانوی فرد را تحت فشار قرار می دهند که این از طریق یک آزمون میدانی برر سی می شود و م شکل و ضعف ورزشکار به راحتی مشخص می‌شود و می‌توان با اطمینان بیشتری نسبت به ا ستفاده از این آزمون برای پیشگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی استفاده کرد.

با توجه به این که تمامی شرکت کنندگان از یک مهارت یکسان برخوردار نبودند احتمال تاثیر میزان مهارت و سطح آمادگی جسمانی شرکت کنندگان در اجرای آزمون‌ها وجود دارد.

پیشنهاد می‌شود که ورزشکاران قبل از این که به فعالیت حرفه ای خود بپردازند با ا ستفاده از آزمون های تشخیصی مثل نمره خطای فرود در معرض آسیب بودن رباط صلیبی خود را ب سنجند و ابتدا نسبت به رفع آن اقدام کنند سپس به فعالیت حرفه ای خود بپردازند که در آینده دچار آسیب نشوند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایجی که بد ست آمد نشان داده شد که نیروهای عکس العمل زمین که به سمت زانو برمی گردد در مواردی که زانو و هیپ در فلکشن کم، پا در پلانتار فلکشن کم باشد و همچنین زاویه ولگوس زانو زیاد باشد و یا پاهای چرخیده به خارج با شد افزایش پیدا می کند که این باعث افزایش بار روی رباط صلیبی قدامی می شود که منجر به آسیب آن می شود. بنابراین پیشگیری از این آسیب دارای اهمیت می باشد و با توجه به ارتباط بدست آمده از فاکتورهای آزمون نمره خطای فرود و نیروهای عکس العمل زمین به راحتی و به واسطه یک آزمون ساده می توان این آسیب را پیش بینی نمود و در جهت پیشگیری از آن اقدام نمود.

References

1. Zabala ME, Favre J, Scanlan SF, Donahue J, Andriacchi TP. Three-dimensional knee moments of ACL reconstructed and control subjects during gait, stair ascent, and stair descent. J Biomechanics. 2013 Feb 1;46(3):515-20.
2. Powell JW, Barber-Foss KD. Injury patterns in selected high school sports: a review of the 1995-1997 seasons. J athletic Train. 1999 Jul;34(3):277.
3. Risberg MA, Lewek M, Snyder-Mackler L. A systematic review of evidence for anterior cruciate ligament rehabilitation: how much and what type?. Physic Ther Sport. 2004 Aug 1;5(3):125-45.
4. Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE,

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. J Athletic Train. 2013;48(6):810-7.

5. Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. Scand J Med Sci Sports. 1998 Jun;8(3):149-53.

6. Brukner P. Brukner & Khan's clinical sports medicine. North Ryde: McGraw-Hill; 2012.

7. Harmon KG, Ireland ML. Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries. Clin Sports Med. 2000 Apr 1;19(2):287-302.

8. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. Am J Sports Med. 2006 Sep;34(9):1512-32.

9. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Res Rehabil Sci. 2011 Oct 1;7(2).

10. Wu HW, Liang KH, Lin YH, Chen YH, Hsu HC. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. In2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference 2009 Apr 3 (pp. 1-2). IEEE.

11. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, Lephart SM. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. J Orthop Res. 2007 Dec;25(12):1589-97.

12. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000 Jun 1;23(6):573-8.

13. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. Am J Sports Med. 2004 Jun;32(4):1002-12.

14. Walsh MC. The relationship between lower extremity muscle activity and knee flexion angle during a jump-landing task (Doctoral dissertation, The University of North Carolina at Chapel Hill).

15. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clin Biomech. 2001 Jun 1;16(5):438-45.

16. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. Am J Sports Med. 2009 Feb;37(2):252-259.

17. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J Orthop Res. 1995 Nov;13(6):930-5.

18. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clin Biomechanics. 2006 Mar 1;21(3):297-305.

19. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy. 2003 Sep;11(5):307-11.

20. Dashti Rostami K, Mohammadi F. Relationship between Electromyography Activity of the Knee Joint Muscles and Ground Reaction Forces during Single-Leg Drop Landing. Sci J Rehabil Med. 2019 Sep 23;8(3):90-9.

21. Rajabi R, Mohammadpour S. The relationship of kinematics of trunk and knee in sagittal plane with anterior tibia shear force during single leg landing. Sci J Kurdistan Univ Med Sci. 2014;19(2).

22. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. J ATHLETIC TRAIN. 2004 Oct;39(4):352.

23. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett Jr WE, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: the JUMP-ACL study. Am J Sports Med. 2009 Oct;37(10):1996-2002.

24. DiStefano LJ, Padua DA, DiStefano MJ, Marshall SW. The Landing Error Scoring System Predicts Non-contact Injury In Youth Soccer Players: 2973: Board# 120 May 30 8: 00 AM-9: 30 AM. Med Sci Sports Exerc. 2009 May 1;41(5):520-1.

25. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons; 2009 Oct 12.

26. Dvorak J. Osteoarthritis in football: FIFA/F-MARC approach. Br J Sports Med. 2011 Jun 1;45(8):673-6.

27. Faude O, Rößler R, Junge A. Football injuries in children and adolescent players: are there clues for prevention?. Sports Med. 2013 Sep;43(9):819-37.

28. Wu HW, Liang KH, Lin YH, Chen YH, Hsu HC. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. In2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference 2009 Apr 3 (pp. 1-2). IEEE.

29. Devita PA, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc. 1992 Jan 1;24(1):108-15.

30. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc. 2000 Apr 1;32(4):812-9.

31. McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. J Appl Biomechanics. 1991 May 1;7(2):201-24.

32. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Experimental brain research. 1992 Aug;90(2):427-40.

33. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]

kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. J Orthop Res. 2005 Mar;23(2):340-344.

34. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. J Appl Biomech. 2001 May 1;17(2):142-52.

35. Shahamiri Fatahi FA, Alizadeh MH, Minoonejad H. Effect of genu varum deformity on dynamic stabilization during single-leg jump-landing. Stud Sport Med. 2013 May 22;5(13):39-52.

36. Mahaki M, Memar R, Khaleghi Nazji M. The Comparsion of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee. J Exerc Sci Med. 2014;4(2):87-106.

37. Cappozzo A. The mechanics of human walking. InAdvances in psychology 1991 Jan 1 (Vol. 78, pp. 167-186). North-Holland.

38. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc. 2000 Apr 1;32(4):812-9.

39. Wulf G, Dufek JS. Increased jump height with an external focus due to enhanced lower extremity joint kinetics. J Motor Behav. 2009 Oct 8;41(5):401-9.

40. Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R. Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. Am J Sports Med. 1992 May;20(3):299-306.

41. Morin JB, Gimenez P, Edouard P, Arnal P, Jiménez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, Mendiguchia J. Sprint acceleration mechanics: the major role of hamstrings in horizontal force production. Front Physiol. 2015 Dec 24;6:404.

42. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, Lephart SM. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. J Orthop Res. 2007 Dec;25(12):1589-97.

43. Hirokawa S, Solomonow M, Luo Z, Lu Y, D'ambrosia R. Muscular co-contraction and control of knee stability. J Electromyography Kinesiol. 1991 Sep 1;1(3):199-208.

44. Colby S, Francisco A, Bing Y, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med. 2000;28(2):234-40.

45. Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. J Athletic Train. 2009;44(3):256-63.

46. Fujii M, Sato H, Takahira N. Muscle activity response to external moment during single-leg drop landing in young basketball players: The importance of biceps femoris in reducing internal rotation of knee during landing. J Sports Sci Med. 2012;11(2):255.

47. Malfait B, Dingenen B, Smeets A, Staes F, Pataky T, Robinson MA, et al. Knee and hip joint kinematics predict quadriceps and hamstrings neuromuscular activation patterns in drop jump landings. PloS One. 2016;11(4):e0153737.

48. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med. 2007;35(2):235-41

49. Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associatedwith ankle sprains: Aprospective examination of an athletic population. Foot Ankle Int. 1998; 19(10):653-60.

50. Cowley HR, Ford KR, Myer GD, Kernozek TW, Hewett TE. Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. J Athl Train. 2006; 41(1):67-73.

51. Zebis MK,Bencke J, Andersen LL, Dossing S, Alkjaer T, Magnusson SP. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidecutting in female elite soccer and handball players.Clin J Sport Med. 2008; 18(4):329-37.

52. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variation in ACL injury rates. J Electromyogr Kinesiol. 2001;11(4):263-8.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-01-14]