Published Online: 2017. June.26 **Research Article**

Archive of SID

Effect of Variation in Stiffness of Shoe Insole and Different Height Landing on Kinematics of Knee Joint in Single-Leg Landing in Men

Seyed Ali Abbasi Khaboushan[*1], Fariborz Mohammadipour[2], Mohammad Taghi Amiri Khorasani[3]

1. MSc Student in Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
2. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
3. Associate Professor, Department of sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

Received: 2016.November.23 Revised: 2017.April.22 Accepted: 2017.June.06

Abstract

Background and Aims: Sport skills include landing from high-risk activities. Single-leg landing is a common movement in many sports and is known a major cause of non-contact Anterior Cruciate Ligament (ACL) injuries, and increase in knee external motion in the frontal plane can also aggravate it. The present study was carried out to analyze the effects of different degrees of insole hardness (soft, medium-hard, hard) on joint kinematics of knee in single-leg landing from different heights including 20, 40, and 60 centimeters.

Materials and Methods: A total of 20 male individuals (mass mean: 75.30± 1.03 kg; height: 180.1± 4.19 cm; age: 25.30± 4.29) were selected. Participants were asked to do single-leg landing from different heights (20, 40, and 60 cm) on different kinds of insole in terms of hardness placed inside the shoes in front of a three-dimensional motion analysis system. After data processing using cortex software, maximum parameters of knee flexion and knee valgus were measured. Statistical analyses of data were done using repeated measures test considering a significant level lower than 0.05.

Results: In landing from 20 cm height, soft insole showed the maximum level of knee flexion and minimum level of knee valgus. In landing from 40 cm height, semi-hard insole showed the maximum level of knee flexion and minimum level of knee valgus. Finally, in landing from 60 cm height, hard insole showed the maximum level of knee flexion and minimum level of knee valgus.

Conclusion: The results showed that different degrees of insole hardness influence the knee joints kinematics. More knee flexion and less knee valgus brought about by these insoles can reduce ACL injuries**.**

Keywords: Single-Leg Landing; Different Heights of Landing; Insole Shoe; Knee Valgus; Kinematics

Cite this article as: Seyed Ali Abbasi Khaboushan, Fariborz Mohammadipour, Mohammad Taghi Amiri Khorasani. Effect of Variation in Stiffness of Shoe Insole and Different Height Landing on Kinematics of Knee Joint in Single-Leg Landing in Men. J Rehab Med. 2018; 7(1): 126-137.

*** Corresponding Author:** Seyed Ali Abassi Khaboushan, MSc Student in Sport Bbiomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
E-mail address: aliabasy6@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110723.1485

www.SID.ir

Archive of SID

تاثیر میزان سختی کفی کفش وارتفاع مختلف فرود بر کینماتیک مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا در مردان

سید علی عباسی خبوشان*[1]، فریبرز محمدی‌پور[2]، محمدتقی امیری خراسانی[3]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۲. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۳. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۹/۰۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۲/۰۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۳/۱۶ *

چکیده

مقدمه و اهداف

مهارت‌های ورزشی شامل فرود آمدن از فعالیت‌های پرخطر ورزشی به شمار می‌رود. فرود تک‌پا حرکتی رایج در بسیاری از رشته‌های ورزشی است و از عوامل اصلی آسیب‌های غیربرخوردی **ACL** شناخته شده است که افزایش حرکت در صفحه فرونتال می‌تواند همچنین موجب تشدید آن شود. هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی اثر درجات متفاوت سختی کفی (نرم، نیمه‌سخت، سخت) بر کینماتیک مفصل زانو (والگوس زانو و فلکشن زانو) هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع‌های متفاوت ۲۰ و ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری بود.

مواد و روش‌ها

۲۰ آزمودنی مرد (میانگین جرم: ۱/۰۳±۷۵/۳۰ کیلوگرم، قد: ۴/۱۹±۱۸۰/۱ سانتی متر، سن: ۴/۲۹±۲۵/۳۰ سال) انتخاب شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد که با کفی متفاوت از نظر درجات سختی قرار داده شده در کفش، عمل فرود تک‌پا را از ارتفاع‌های ۲۰ و ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری برابر سیستم سه بعدی آنالیز حرکت انجام دهند، و پس از پردازش داده‌ها با نرم‌افزار کورتکس، پارامترهای حداکثر فلکشن زانو و والگوس زانو محاسبه شد. تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر در سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌ها

در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری کفی نرم بیشترین مقدار فلکشن زانو و کمترین مقدار والگوس زانو، ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری کفی نیمه‌سخت بیشترین مقدار فلکشن زانو و کمترین مقدار والگوس و در ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری کفی سخت بیشترین مقدار فلکشن زانو و کمترین مقدار والگوس زانو را از خود نمایش داد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی نتایج نشان داد که درجات متفاوت سختی کفی بر کینماتیک مفصل زانو اثرگذار است، فلکشن بیشتر زانو به همراه والگوس کمتر در این کفی‌ها می‌تواند باعث کاهش آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی شود.

واژگان کلیدی

فرود تک‌پا؛ ارتفاع‌های متفاوت فرود؛ کفی کفش؛ والگوس زانو؛ کینماتیک

نویسنده مسئول: سید علی عباسی خبوشان، دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه باهنر کرمان. کرمان. ایران

آدرس الکترونیکی: aliabasy6@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید که اغلب با سازوکار آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است.[۱، ۲] این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی–عضلانی تعدیل یابد. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل تسهیل می‌سازد. فرود تک‌پا حرکتی رایج در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمینتون است که از ارتفاع‌های عمودی مختلفی صورت می‌گیرد.[۲] راستای اندام تحتانی مسئول اصلی جذب فشار در حین تماس با زمین است و میزان بار را تعدیل می‌بخشد.[۳] فقدان توانایی عضلات مفصل زانو در جذب نیرو در لحظه فرود ممکن است منجر به تغییرات کینماتیکی در این مفصل شامل:افزایش زاویه والگوس و میزان خم شدن شود[۴، ۵] حدود (۷۰ درصد) آسیب‌های زانو و خصوصاً لیگامنت صلیبی قدامی[۱] در وضعیت‌های غیربرخوردی رخ می‌دهند و خصوصاً عامل درصد بالایی از این آسیب‌ها را تغییر جهت‌ها یا انقباض برونگرای عضله (انجام کار منفی) با سرعت بالا دانسته‌اند.[۶، ۷] برای افراد بزرگسال در فرود از جعبه‌ای با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر، نیروی عکس‌العمل زمین تقریباً چهار برابر وزن بدن آنها می‌باشد. نیروی عکس‌العمل زمین با ناپایداری مفصل زانو در ارتباط مستقیم است و مکانیسم اصلی اعمال بار بر این مفصل و لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد؛ بنابراین فاکتورهای بیومکانیکی از قبیل افزایش ارتفاع فرود، کاهش نسبت فعالیت عضلات چهارسر به همسترینگ، ضعف کنترل عصبی–عضلانی و افزایش سختی مفصلی باعث افزایش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌شوند و به محققان این اجازه را می‌دهند که تغییرات کینماتیکی و کینتیکی را در موقعیت‌های مختلف بررسی کنند.[۴]از بعد کینماتیکی والگوس زانوی بیشتر و زاویه فلکشن زانوی کمتری در بین زنان نسبت به مردان حین فرود آمدن و حرکات با تغیر جهت ناگهانی گزارش کردند.[۸، ۹] با این وجود در تحقیقات مشابه هیچ‌گونه تفاوت جنسیتی در کینماتیک مفصل زانو گزارش نشده است.[۱۰] در تحقیقاتی که در ارتباط با فرود تک‌پا از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری در زنان و مردان انجام شده، گزارش شد که زنان دارای فلکشن زانوی کمتری نسبت به مردان داشتند[۱۱]، همچنین در فرود از ارتفاع‌های مختلف ۳۰ و ۶۰ سانتی‌متری بر روی دو پا گزارش شده که زاویه فلکشن و سرعت زاویه‌ای زانو در فرود از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متر نسبت به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر بیشتر بودند.[۱۲]

برای بررسی اثرات مکانیکی کفی‌ها تحقیقات متعددی انجام شده است، استفاده از کفی طبی باعث افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌شود.[۱۳] همچنین استفاده از کفی نیمه‌سخت هنگام دویدن باعث کاهش (۵/۵ درصدی) مقادیر اوج نیروی عکس‌العمل زمین و کاهش ۴۰ درصدی اورژن پای عقبی می‌شود که علت آن را انعطاف‌پذیری این نوع کفی معرفی نمودند.[۱۴] کفی‌های داخل کفشی با درجه سختی متفاوت به صورت گسترده‌ای جهت درمان و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از ناهنجاری‌های پا و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی پا مورد استفاده قرار می‌گیرد، مطالعات متعددی در زمینه اثر کفی بر اصلاح ناهنجاری‌های پا و تعدیل فشارهای مکانیکی وارده بر پا انجام شده است و اکثر مطالعات گذشته در زمینه اثرات مکانیکی کفی‌ها هنگام راه رفتن و دویدن انجام گرفته است. در حالی که اعمال نیرو و شدت و بزرگی عکس‌العمل زمین هنگام فرود حدود (۵ برابر) بیش از مقادیر آن است؛ بنابراین بررسی دقیق اثر کفی‌ها در فرود کاملا ضروری است. تحقیقات این حیطه می‌تواند به کاهش بروز آسیب و پیامدهای آن که همواره از لحاظ مالی و بدنی گریبان‌گیر ورزشکاران و تیم‌های ورزشی شده است، کمک کننده باشد؛ بنابراین تحقیق حاضر به عنوان اولین تحقیق به دنبال پاسخ به این پرسش است که آیا استفاده از کفی با درجات متفاوت سختی می‌تواند باعث تغییرات کینماتیکی در مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع متفاوت شود یا خیر.

مواد و روش ها

پژوهش حاضر یک کار نیمه‌تجربی است که دارای یک گروه تجربی می‌باشد. جامعه آماری پژوهش پیش‌رو را تمامی دانشجویان پسر رشته تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان تشکیل می‌دهند. ۲۰ آزمودنی (میانگین جرم: ۱/۰۳±۷۵/۳۰ کیلوگرم، قد: ۴/۱۹±۱۸۰/۱ سانتی‌متر، سن: ۴/۲۹±۲۵/۳۰ سال) داوطلب شدند. بعد از بررسی شروط لازم جهت ورود به آزمون به عنوان دانشجویان مرد سالم (افرادی که به طور منظم، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه به مدت ۴۵–۳۰ دقیقه با شدت متوسط تا شدید فعالیت سازمان یافته‌ای انجام می‌دهند و همچنین فاقد هر گونه مشکلات پاسچری و اسکلتی–عضلانی، عصبی و دفورمیتی‌های پایین‌تنه نظیر زانوی پرانتزی و ضربدری، صافی و گودی کف پا، پیچش خارجی مزمن مچ پا، پیچش درشت‌نی، شکستگی، دررفتگی، شکستگی استرسی، استئوآرتریت، شین اسپلینت، دردهای ساق و پا هستند) به شیوه در دسترس انتخاب شدند. پس از ثبت قد و جرم آزمودنی‌ها، برای برآوردی همسان از قدرت عضلات اندام تحتانی در همه افراد شرکت‌کننده در تحقیق از آزمون اصلاح‌شده اسکات تک‌پا[۲][۱۵] استفاده شد و پس از ثبت حداکثر قدرت سپس برای نرمالیزه کردن از رابطه (جرم بدن/حداکثر قدرت عضلانی)استفاده شد.[۱۶] پس ازاعلام رضایت کتبی، آزمودنی‌ها با هدف و نحوه اجرای آزمون آشنا شدند. با پوشیدن کفش (ASICS) با توجه به شماره پای آزمودنی که کفی[۳۶] در داخل آن قرار دارد، برای تحقیق حاضر با توجه به شماره‌های

1 Anterior Cruciate Ligament
2 Modified Unilateral Squat (MUS)

www.SID.ir

Archive of SID

کفش (۴۴-۴۳-۴۲) و سه نوع کفی، در مجموع ۹ جفت کفی مورد استفاده قرار گرفت (جدول۱).

جدول ۱: ویژگی‌های کفی‌های مورد مطالعه

نوع کفی	لایه اول	لایه دوم	لایه سوم	لایه چهارم
کفی نرم	فوم نرم	پلی‌پروپیلن	پلی‌فوم استخوانی	پلی‌فوم سخت
کفی نیمه‌سخت	فوم نیمه‌سخت	پلی‌پروپیلن	پلی‌فوم استخوانی	پلی‌فوم سخت
کفی سخت	فوم سخت	پلی‌پروپیلن	پلی‌فوم استخوانی	پلی‌فوم سخت

پس از پوشیدن کفش برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی فرود تک‌پا، مارکرهای کروی انعکاسی پسیو بر روی نقاط لگن (خارخاصره‌ای قدامی فوقانی)، ران (برجستگی بزرگ، کندیل داخلی و خارجی، قسمت میانی از نمای قدام ران که بر روی خط و اصل خارخاصره‌ای قدامی فوقانی و استخوان کشکک است)، ساق (لبه‌های داخلی و خارجی طبق درشت‌نی، قوزک خارجی و داخلی، میانی از نمای قدام) و کفش (سرمتاتارسال دوم) بر طبق مدل (Helen-Hayes) با شش درجه آزادی حرکت مفصل زانو انجام می‌شود، قرار گرفتند[۲۵] (تصویر۱). پس از ۵-۴ دقیقه گرم کردن از آزمودنی‌ها خواسته می‌شود بر روی استپ‌ها قرار گیرند و ۳ فرود انجام دهند، پای برتر پایی تعریف می‌شود که آزمودنی ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن انجام می‌دهد.[۳] در تحقیق حاضر پای غالب همه‌ی آزمودنی‌ها راست می‌باشد و سطح برخورد نوعی کفپوش لاستیکی که در سالن‌های ورزشی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

تصویر ۱: نمایش محل قرارگیری مارکرها بر بدن آزمودنی‌ها

پس از استراحت ۵ دقیقه‌ای، آزمودنی روی استپ‌ها به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار می‌گیرد، سپس فرد با پای برتر از روی سکو عمل فرود را به صورت تک‌پا به محلی که در (۲۰ سانتی‌متری) لبه جلویی استپ‌ها قرار دارد فرود می‌آید، آزمودنی‌ها فقط عمل فرود و نه عمل پرش به بالا یا جلو را انجام می‌دهند و حداقل (۱ ثانیه) تعادل خود را با نگه داشتن دستشان روی لگن، حفظ می‌کنند. سه فرود ثبت می‌شود و فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود آمدن بدون جهش می‌باشد.[۳] بعد از ۵ دقیقه استراحت ارتفاع‌های دیگر نیز مورد آزمون قرار می‌گیرد. برای جلوگیری از اثرات یادگیری و خستگی احتمالی افراد به ترتیب تصادفی از ارتفاعات مختلف حرکت فرود را انجام می‌دهند. به منظور ثبت اطلاعات سه بعدی حرکت، از سیستم سه بعدی (3DMotion Analysis) مدل Rapture-H Digital Real Time System ساخت شرکت Motion Analysis کشور آمریکا، با شش دوربین تصویربرداری مادون قرمز که به دور فضای تعیین‌شده طوری قرار می‌گیرند که اطلاعات هر مارکر را در هر لحظه از حرکت، حداقل توسط دو دوربین ثبت شود، این سیستم قادر به فیلم‌برداری سه بعدی تا ۹۰۰ فریم در ثانیه می‌باشد. در تحقیق حاضر فرکانس دوربین‌ها ۲۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. چیدمان دوربین‌ها بدین صورت بود که دوربین‌های شماره ۱ در فاصله سه متری از سمت راست استپ‌ها قرار گرفت و ارتفاع آن از سطح زمین ۱۴۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. دوربین شماره ۲ در فاصله دو متری از سمت راست از دوربین شماره ۱ قرار گرفت و ارتفاع آن از سطح زمین ۱۴۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. دوربین شماره ۳ در فاصله ۲/۵ متری از استپ‌ها از سمت مقابل و روبروی استپ‌ها قرار گرفت وارتفاع آن از سطح زمین ۱۱۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. دوربین شماره ۴ در فاصله یک متری از سمت راست دوربین شماره ۳ قرار گرفت و ارتفاع آن از سطح زمین ۱۲۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. دوربین شماره ۵ در فاصله دو متری از سمت راست دوربین شماره ۶ قرار گرفت و ارتفاع آن از سطح زمین ۱۱۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد و در پایان دوربین شماره

www.SID.ir

Archive of SID

۶ در فاصله ۳ متری سمت چپ استپ‌ها قرار گرفت و ارتفاع آن از سطح زمین ۱۴۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد (تصویر ۲).

تصویر ۲: نمایش چگونگی چیدمان دوربین‌ها و محیط تحقیق

داده‌های مد نظر توسط نرم‌افزار CORTEX نسخه ۲/۵ ضبط شد و برای کاهش نویز داده‌ها از فیلتر پایین گذر با تروروث با فرکانس ۸ هرتز استفاده شد[۳۴] و پارامترهای مورد نظر، حداکثر فلکشن زانو را به دست آورده و در این لحظه زاویه زانو در صفحه فرونتال (والگوس) را با استفاده از روش سیستم مختصات مفصل[۳] واز طریق برنامه‌نویسی با نرم‌افزار MATLAB نسخه R2012a به دست آمد. تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت. جهت تعیین نرمالیتی هر متغیر از آزمون شاپیرو–ویلک استفاده شد.ازآزمون اندازه‌گیری‌های مکرر جهت مقایسه متغیرهای وابسته و جهت تعیین همگنی واریانس تفاوت‌ها از آزمون کرویت ماچلی استفاده شد. سطح معناداری ($P<۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

یافته ها

خصوصیات آنتروپومتریک افراد شرکت‌کننده در تحقیق حاضر در جدول ۲ آمده است.

جدول ۲: خصوصیات آنتروپومتریک آزمودنی‌ها (n=۲۰)

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۵/۳۰	۴/۲۹
قد (سانتی‌متر)	۱۸۰/۱۰	۴/۱۹
جرم بدن (کیلوگرم)	۷۵/۳۰	۱/۰۳
قدرت نرمالیز اندام تحتانی*	۰/۶۷۸	۰/۰۱

* ضریب همبستگی (ICC=۰/۹۶۸)

در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری، کفی نرم بیشترین مقدار فلکشن مفصل زانو را از خود نمایش داد (جدول ۳، نمودار ۱).

جدول ۳: مقادیر حداکثر فلکشن مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین و انحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها	P
	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۰*
بدون کفی (۲۲/۸۶±۷/۴۷)	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۴*
	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۱*
کفی نرم (۳۷/۱۱±۶/۶۰)	کفی نرم و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۲*
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۴*
کفی نیمه‌سخت (۲۷/۸۹±۵/۹۶)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۲*
کفی سخت (۲۹/۸۱±۵/۵۲)		

* نشان‌دهنده معنادار بودن

3 Joint Coordinate System

www.SID.ir

Archive of SID

نمودار ۱: مقایسه میانگین حداکثر فلکشن زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت

a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

***: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها**

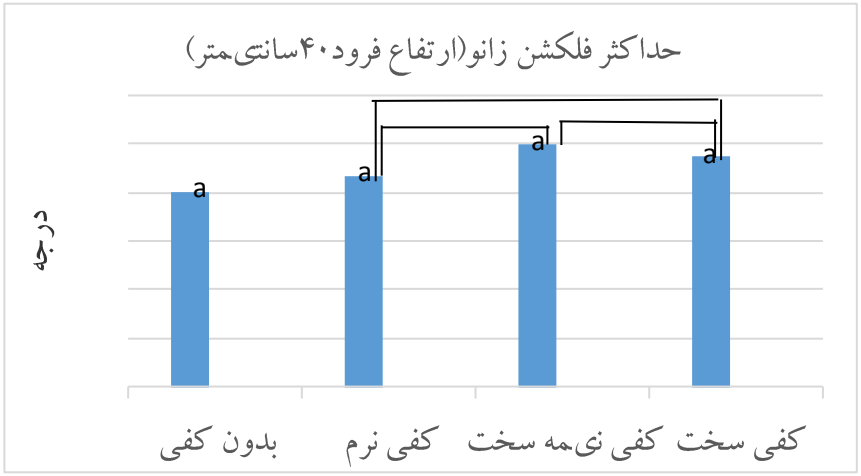
در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری، کفی نیمه‌سخت بیشترین مقدار فلکشن مفصل زانو را نشان داد (جدول ۴، نمودار ۲).

جدول ٤: مقادیر حداکثر فلکشن مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ٤٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین وانحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها	p
	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۴ *
بدون کفی (۳۹/۹۷±۲/۰۵)	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۰ *
	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نرم (۴۳/۳۶±۴/۶۰)	کفی نرم وکفی نیمه سخت	۰/۰۰ *
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۳*
کفی نیمه‌سخت (۴۹/۷۸±۲/۵۳)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۱ *
کفی سخت (۴۷/۳۳±۱/۹۰)		

*نشان‌دهنده معنادار بودن

نمودار ۲: مقایسه میانگین حداکثر فلکشن زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ٤٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت



a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

***: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها**

در فرود از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری، کفی سخت بیشترین مقدار فلکشن مفصل زانو را از خود نمایش داد (جدول ۵، نمودار ۳).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۵: مقادیر حداکثر فلکشن مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین وانحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها	p
	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۴ *
بدون کفی (۴۹/۸۱±۳/۰۱)	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۰ *
	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نرم (۵۲/۱۳±۱/۴۸)	کفی نرم و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۴ *
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نیمه‌سخت (۵۳/۳۴±۰/۷۰)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی سخت (۵۵/۶۶±۳/۰۳)		

*نشان‌دهنده معنادار بودن

نمودار ۳: مقایسه میانگین حداکثر فلکشن زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت

a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

*: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها

در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری، کفی نرم کمترین مقدار والگوس را از خود نمایش داد (جدول ۶، نمودار ۴).

جدول ٦: مقادیر والگوس مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین وانحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها	p
	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۰ *
بدون کفی (۹/۶۳±۲/۶۸)	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۴ *
	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نرم (۴/۱۱±۲/۱۴)	کفی نرم و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۰ *
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۲ *
کفی نیمه‌سخت (۷/۷۷±۲/۱۸)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۱ *
کفی سخت (۶/۷۱±۲/۹۷)		

* نشان‌دهنده معنادار بودن

www.SID.ir

Archive of SID

نمودار ۴: **مقایسه میانگین والگوس زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت**

a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

***: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها**

در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری، کفی نیمه‌سخت کمترین مقدار والگوس زانو را از خود نمایش داد (جدول ۷، نمودار ۵).

جدول ۷: مقادیر والگوس مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ٤٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین وانحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها p	
بدون کفی (۱۲/۳۴±۰/۹۱)	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۰ *
	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۰ *
کفی نرم (۹/۲۱±۱/۰۴)	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۰ *
	کفی نرم و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۱ *
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۲ *
کفی نیمه‌سخت (۸/۱۸±۱/۲۷)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی سخت (۱۰/۳۰±۱/۶۰)		

* نشان‌دهنده معنادار بودن

نمودار ۵: مقایسه میانگین والگوس زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ٤٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت

a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

***: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها**

در فرود از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری، کفی سخت کمترین مقدار والگوس زانو را از خود نمایش داد (جدول ۸، نمودار ۶).

www.SID.ir

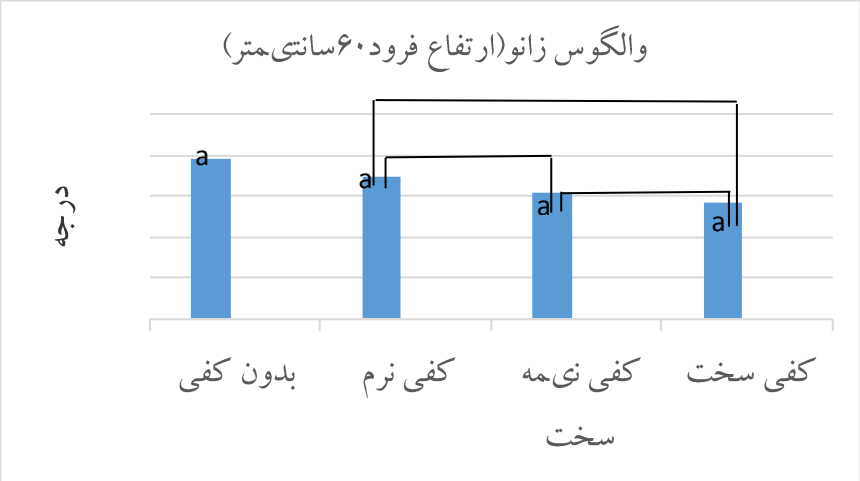
Archive of SID

جدول ۸: مقادیر والگوس مفصل زانو هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع ٦٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت (n=۲۰)

میانگین وانحراف معیار بدون کفی و کفی‌ها	مقدار معناداری مابین کفی‌ها	P
	بدون کفی و کفی نرم	۰/۰۲ *
بدون کفی (۱۹/۶۳±۰/۸۱)	بدون کفی و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۰ *
	بدون کفی و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نرم (۱۷/۴۸±۲/۲۸)	کفی نرم و کفی نیمه‌سخت	۰/۰۳ *
	کفی نرم و کفی سخت	۰/۰۰ *
کفی نیمه‌سخت (۱۵/۴۳±۰/۹۶)	کفی نیمه‌سخت و کفی سخت	۰/۰۲ *
کفی سخت (۱۴/۲۲±۱/۵۷)		

*نشان‌دهنده معنادار بودن

نمودار ۶: **مقایسه میانگین والگوس زانو در فرود تک‌پا از ارتفاع ٦٠ سانتی‌متری با کفی‌های متفاوت**



a: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین بدون کفی و کفی‌ها

***: نشان‌دهنده تفاوت معنادار مابین کفی‌ها**

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر میزان سختی کفی کفش (نرم، نیمه‌سخت، سخت) و ارتفاع مختلف فرود (۲۰، ۴۰، ۶۰ سانتی‌متری) بر کینماتیک مفصل زانو (حداکثر فلکشن زانو، والگوس زانو) در فرود تک‌پا مردان سالم بود. کفی‌های داخل کفشی با درجه سختی متفاوت به صورت گسترده‌ای جهت درمان و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از ناهنجاری‌های پا و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی پا مورد استفاده قرار می‌گیرد. اکثر مطالعات گذشته در زمینه اثرات مکانیکی کفی‌ها هنگام راه رفتن و دویدن انجام گرفته است. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که با افزایش ارتفاع فرود منجر به افزایش فلکشن زانو می‌شود و این یافته‌ها هسو با یافته‌های Fagenbaum و همکاران، Nali و همکاران می‌باشد.[۱۷،۱۸] نتایج مطالعات نشان می‌دهد، بیشتر آسیب‌های لیگامنت صلیبی قدامی در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل اتفاق می‌افتد.[۱۹] افزایش زاویه فلکشن زانو به هنگام فعالیت ورزشی نیروهای وارد بر لیگامنت صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد، نیروی برشی قدامی اصلی‌ترین عامل تعیین‌کننده در میزان بار وارده به لیگامنت صلیبی قدامی است.[۲۰] زمانی که فلکشن در زانو بیشتر می‌شود، زاویه بین تاندون پتلاوتیبیا افزایش می‌یابد و نیروی حاصل از انقباض کوادریسپس در پروگزیمال تیبیا، نیروی برش قدامی کمتری تولید می‌کند.[۲۱] از طرفی دیگر،افزایش فلکشن زانو با کاهش نیروی عکس‌العمل خلفی زمین همراه است و چون نیروی عکس‌العمل خلفی ارتباط مستقیمی با میزان نیروی برشی قدامی در پروگزیمال تیبیا دارد.[۲۲] می‌توان گفت افزایش فلکشن زانو، نیروی وارد بر لیگامنت صلیبی قدامی را کاهش خواهد داد. علاوه بر این، در مطالعات قبلی در فرود با کفش و بدون کفش گزارش شده است که فلکشن زانو در فرود با کفش بیشتر بوده است و آن باعث کاهش آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی می‌گردد.[۲۳، ۲۴، ۲۵] با توجه به توضیحات قبل و نتایج حاصل از این تحقیق و مقایسه آن با نتایج Nali و همکاران و ذکر این نکته که در تحقیق Nali و همکاران، از کفش بدون تغییر در کفی استفاده شد.[۱۸] مشخص می‌شود که استفاده از این نوع کفی‌ها (نرم، نیمه‌سخت، سخت) باعث افزایش فلکشن زانو و منجر به کاهش آسیب به زانو و خصوصا لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود، البته باید این نکته هم مد نظر قرار بگیرد که در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری کفی نرم و در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر کفی نیمه‌سخت و در فرود از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متر کفی سخت بیشترین مقدار فلکشن زانو را به خود اختصاص

www.SID.ir

Archive of SID

داده‌اند. نتایج تحقیق حاضر همسو با مطالعات قبلی که گزارش دادند که فلکشن زانو نقش کلیدی در کاهش نیرو ایفا می‌کند و به دنبال آن کاهش آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی در فرود تک‌پا می‌شود.[۱۱، ۲۸، ۲۷] عضلات اصلی که ثبات دینامیک مفصل زانو را در صفحه ساجیتال تامین می‌کند، عضلات کوادریسپس و همسترینگ هستند. نیروی تولیدی کوادریسپس به واسطه بازوی اهرمی‌اش یک نیروی برشی قدامی در پروگزیمال تیبیا ایجاد می‌کند، در حالی که همسترینگ با نیروی برشی قدامی مقابله می‌نماید؛ بنابراین عدم تعادل در قدرت و فعالیت بین عضلات همسترینگ و کوادریسپس در درجات فلکشن پایین مفصل زانو اهمیت بیشتری دارد و می‌تواند، لیگامنت صلیبی قدامی را در معرض خطر بیشتری قرار دهد و همچنین مطالعه صورت گرفته توسط Li, Guoan نشان دادند که در دامنه فلکشن زانو بین (۳۰-۰) فعالیت عضلات کوادریسپس نسبت به همسترینگ بیشتر می‌باشد و باعث آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی با تولید نیروی برشی قدامی می‌گردد.[۲۹] به محض فرود اندام تحتانی در وضعیتی قرار می‌گیرد که به آن وضعیت غیر قابل برگشت (Position-of-No-Return) یا والگوس کلاپس (PNR) می‌گویند. در این وضعیت تنه دارای فلکشن جلویی، اداکشن هیپ، چرخش داخلی ران، ۳۰-۲۰ درجه فلکشن زانو، والگوس زانو، چرخش خارجی تیبیا و پرونیشن بخش جلویی پا است. فرود با وضعیت کینماتیکی (PNR) موجب اعمال مقدار زیادی استرس به لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود که می‌تواند منجر به پارگی کامل شود. از طرف دیگر هم عوامل چندگانه‌ای در آسیب غیربرخوردی لیگامنت صلیبی قدامی مشارکت دارند. این ریسک فاکتورها معمولا به دو دسته بیرونی و درونی تقسیم‌بندی می‌شوند.[۳۰] نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که تغییر در نوع کفی کفش موجب تغییرات کینماتیکی بر مفصل زانو در طی فرود می‌شود که این نتایج هم‌راستا است با نتایج Pollard و همکاران، Webster و همکاران که نشان دادند پوشیدن کفش ورزشی باعث افزایش حداکثر فلکشن زانو می‌شود و می‌تواند باعث کاهش آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی شود.[۲۳، ۲۴] مطالعات گذشته نشان دادند که کمی تغییر در والگوس زانو باعث تغییر قابل ملاحظه‌ای در گشتاور والگوس زانو می‌شود.[۳۱] Shultz و همکاران نشان دادند که ۲ درجه تغییر در والگوس زانو منجر به افزایش (۴۰ n.m) گشتاور والگوس زانو می‌شود. والگوس زانو بیش از اندازه باعث افزایش گشتاور ابداکشن زانو که منجر به درد زانو و پاره شدن لیگامنت صلیبی قدامی می‌گردد.[۳۲] نتایج حاصل از این تحقیق که نشان داد در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر فرود با کفی نرم کمترین مقدار والگوس را به دنبال دارد و همچنین در ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر فرود با کفی نیمه‌سخت کمترین مقدار والگوس را دارا می‌باشد و در آخر هم در ارتفاع ۶۰ سانتی‌متر فرود با کفی سخت کمترین مقدار والگوس را دارا می‌باشد. در تحقیقی که بصیری و همکاران با استفاده از دو نوع کفی (PVC با درجه سختی ۶۵ و TPEN با درجه سختی ۷۰) حرکت فرود تک‌پا را از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر بر روی زنان والیبالیست انجام دادند، نتایج حاصل نشان داد که فرود با کفی (TPEN) والگوس زانوی کمتری را دارا می‌باشد در مقایسه با فرود با کفی (PVC) و پابرهنه.[۳۳] با توجه به این تحقیق ذکر شده که نشان داد با افزایش درجه سختی می‌توان نتیجه گرفت که والگوس زانوی کمتری را خواهیم داشت. البته باید این نکته هم ذکر شود که این کفی‌ها در خارج کفش استفاده شده و تغییری در کفی داخلی کفش را دارا نمی‌باشد؛ پس می‌توان گفت که به طور کلی استفاده از کفی با درجات مختلف سختی چه در داخل کفش چه در بخش خارجی کفش باعث تغییرات کینماتیکی بر مفاصل اندام تحتانی به خصوص مفصل زانو می‌شود.

نتیجه گیری

به طور کلی نتایج تحقیق حاضر نشان داد که میزان سختی کفی کفش و ارتفاع متفاوت فرود بر کینماتیک مفصل زانو تاثیر دارد. بنابراین با توجه به این نکته، درجه فلکشن بیشتر زانو و والگوس کمتر آن می‌تواند باعث کاهش خطر آسیب به لیگامنت صلیبی قدامی شود، در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری کفی نرم، فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری کفی نیمه‌سخت، فرود از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری کفی سخت، این خصوصیت را دارا می‌باشد؛ بنابراین این کفی‌ها ممکن است ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد، اما مطالعات بیشتر و بررسی متغیرهای دیگر کینماتیکی و کینتیکی مرتبط به آسیب لیگامنت صلیبی قدامی مورد نیاز است.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی می‌باشد. همچنین از دوست خوبم آقای رضا نعمتیان و مسئول محترم آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان آقای رشیدزاده که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند و همچنین از معاونت پژوهشی دانشگاه شهید باهنر کرمان در جهت کمک به تامین منابع مالی در راستای کار پایان‌نامه، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. McNair P, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: Effect of instruction British J Sport Medicine (2000). 34(4):293-296.
2. Dufek J, Bates B. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. J SportsMed 1991;12(5):326-37.

www.SID.ir

Archive of SID
3. Melissa D. Hargrave, Christopher R. Carcia, BruceM. Gansneder, Shultz.SubtalarPronationDoesNot Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. J AthlTraining(2003);38(1):18-23.
4. Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. Journal of biomechanics, . (2013). 46(7), 1237-1241.
5. Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. British j sports medicine.(2011).45(4), 238-244.
6. Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., ... & Bahr, R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases. The American J sports medicine, . (2007). 35(3), 359-367.
7. Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball.Scandinavian J medicine & science in sports, (1998). 8(3), 149-153.
8. Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., Garrett, W.E. A compar- ison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. JClinic Biomechanics, (2001). 16; 438-445.
9. McLean, S.G., Neal, R.J., Myers, P.T., Walters, M.R. Knee joint kinematics dur- ing the sidestep cutting maneuver:potential for injury in women.J med Sci Sports.(1999).31;959-968.
10. Ireland, M.L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. J Athletic Train, (1999). 34; 150-154.
11. Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing.J Clinical ortho- paedics and related research, (2002).401,162-169.
12. Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques.J The Knee, (2010).17(2), 127-131.
13. Perry S, Lafortune M. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. J Clinical Biomechanics (1995); 10: 253-257.
14. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rear foot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. J Science and Medicine in Sport .(2009); 12: 679-684.
15. Kevin McCurdy , George Langford. comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in women and men. J Sports Science and Medicine (2005) **4,** 153-159 .
16. Anthony I, Beutler, Sarah J, de la Motte, Stephen W, Marshall, Darin A, Padua and Barry P. Muscle strength and qualitative jump-landing differences in male and female military cadets: The jump-ACL study J Sports Science and Medicine (2009) **8,** 663-671.
17. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes andthe implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med.(2003);31:233–240.
18. N ali, Robertson DG, Rouhi G .Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: implications for risk of non-contact ACL injury. J US National Library of Medicine National Institutes of Health.(2014).38-46.
19. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin Jr, J. A., & Garrett Jr, W. E. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics, (2000). 23(6), 573-578.
20. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combinedknee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces.J OrthopaedicResearch. .(1995); 13(6): 930-935.
21. Nunley RM, Wright D, Renner JB, Yu B, Garrett Jr WE. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing.J Research in Sports Medicine. (2003); 11(3): 173-185.
22. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report.J Knee Surgery.(2003); 11(5): 307-313.
23. Pollard CD, Sigward MS, Powers CM.Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments.J Clin Biomech. (2010); 25(2): 142-146.
24. Webster KE, Kinmont JC, Payne R, Feller JA. Biomechanical differences in landing with and without shoe wear after anterior cruciate ligament reconstruction.J Clin Biomech. (2004); 19(9): 978-981.
25. Yoonno Gregory Hong, Yong-Jin Yoon, Pankwon Kim, Choongsoo S. Shin.The Kinematic/Kinetic Differences of the Knee and Ankle Joint during Single-Leg Landing betweeShodandBarefoot Condition. J precision engineering and manufacturing.(2014) 2193-2197.
26. Stacoff A, Kaelin X, Stuessi E. The impact in landing after a volleyball block. In: de Groot G, Hollander AP, Huijing PA, van Ingen Schenau G, editors. Biomechanics X1-B. J Amsterdam: Free University Press; (1988). p. 694–700.
27. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. J Athl Train.(2003);38:18–23.
28. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM.The effects of single-leg

www.SID.ir

Archive of SID
landing technique on ACL loading. J Biomech .(2011);44:1845–1851.
29. Li, Guoan; Zayontz, Shay; Most, Ephrat; Defrate, Louis E.; Suggs, Jeremy F.; Rubash, HarryE.In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. In: Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society. .(2004): 22 (2), S. 293–297.
30. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understandin and prevention ACL injuries: current biomechanical and epidemiological considerationd. NAJ Sport Physical Therapy.(2010);5(4): 234-241.
31. McLean SG, Huang X, van den BogertAJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury.J Clin Biomechanics. (2005);20(8): 863-870.
32. Shultz SJ, Schmitz RJ, Tritsch AJ,Montgomery MM. Methodological considerations of task and shoe wear on joint energetics during landing. J Electromyogr Kinesiol. (2012); 22(1): 124-130.
33. Zahra Bassiri, Mansour Eslami, Motahareh Hosseininejad, Mohammad Rabiei. Effect of shoes containing nanosilica particles on knee valgus in active females during landing. Nanomed J. (2015); 2(1): 60-66.
34. Hewett TE1, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P.Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sports Med. (2005);33(4):492-501.
35. Khezri D. Effect of variation in stiffness of shoe sole on coordination pattern and variability in lower extremity joints during stance phase of running.[M A thesis]. Mazandaran: Faculty of Physical Education and Sport Sciences of University of Mazandaran. 2014; [In Persian].

www.SID.ir