Archive of SID

Published Online: 2016.May.24

Research Article

Evaluation of Lower Extremity Kinematic Characteristics during Single-Leg Landing from Different Heights in Patients with Knee Valgus Deformity

Zahra Shahidi Zandi[1*], Mohammadreza Amir-Seifoddini[2], Mohammadtaghi Amiri-Khorasani[3]

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

Received: 2016.April.01 **Revised: 2016.May.25** **Accepted: 2016.June.07**

Abstract

Background and Aim: Single-leg landing is a common movement in many sports and is known to be an important cause of non-contact Anterior Cruciate Ligament (ACL) injuries that increase knee external motion in the frontal plane. The aim of the current study was to evaluate lower extremity kinematics during single-leg landing from different heights in patients with knee valgus deformity and to compare it with that in healthy individuals.

Materials and Methods: A total of 15 female patients with knee valgus deformity and 15 healthy female individuals, ranging from 18 to 25 years, were selected to participate in the study. Participants performed single-leg landing from heights of 20, 40, and 60 cm and their actions were monitored using a three-dimensional motion analysis system. After data processing using the CORTEX software, the following parameters were examined: maximum knee valgus angle, maximum knee flexion, maximum dorsiflexion, and duration of eccentric phase. Statistical analysis was carried out using the independent samples t-test and repeated measures analysis of variance at a significance level of less than 0.05.

Results: Although the valgus angle in the knee valgus deformity group was greater than that in the healthy group, this parameter did not significantly differ among the different height. Further, the duration of the eccentric phase did not differ significantly between the groups, but maximum knee flexion and maximum ankle dorsiflexion did ($P < 0.05$).

Conclusion: Compared to healthy individuals, those with knee valgus deformities land with lower knee flexion and ankle dorsiflexion angles during single-leg landing from different heights. All the parameters assessed in the present study have been identified as risk factors for ACL injury; therefore, thorough training and correction of the landing pattern should be considered in order to reduce the load applied to the lateral compartment of the knee joint and to prevent deformity progression.

Keywords: Single-Leg Landing; Different Heights; Knee Valgus Deformity; Kinematic; Valgus Angle

Cite this article as: Zahra Shahidi Zandi, Mohammadreza Amir-Seifoddini, Mohammadtaghi Amiri-Khorasani. Evaluation of Lower Extremity Kinematic Characteristics During Single-Leg Landing from Different Heights in Patients with Knee Valgus Deformity. J Rehab Med. 2017; 6(1):122-131.

***Corresponding Author:** Zahra Shahidi Zandi, MSc in Sport Biomechanics, Department of Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
E-mail: Shahidizz63@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی خصوصیات کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری

زهرا شهیدی زندی[1*]، محمدرضا امیرسیف‌الدینی[2]، محمدتقی امیری خراسانی[3]

[1] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
[2] دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
[3] دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۱/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۰۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۱۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

فرود تک‌پا حرکتی متداول در بسیاری از رشته‌های ورزشی است و از عوامل اصلی آسیب‌های غیربرخوردی ACL می‌باشد که افزایش حرکت خارجی زانو در صفحه فرونتال نیز می‌تواند باعث تشدید آن شود. از این‌رو هدف تحقیق حاضر، بررسی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و مقایسه آن با افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها

۱۵ آزمودنی زن مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و ۱۵ آزمودنی زن سالم با دامنه سنی ۲۵-۱۸ سال، برای شرکت در مطالعه حاضر انتخاب شدند. آزمودنی‌ها از ارتفاع‌های ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متر عمل فرود تک‌پا را برابر سیستم سه‌بعدی آنالیز حرکت اجرا کردند و پس از پردازش داده‌ها با نرم‌افزار کورتکس، پارامترهای حداکثر والگوس زانو، حداکثر فلکشن زانو، حداکثر دورسی فلکشن مچ پا و مدت زمان انقباض اکسنتریک محاسبه شد. تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آزمون t مستقل و آنالیز مکرر واریانس انجام گرفت.

یافته‌ها

یافته‌های تحقیق در مورد پارامتر مدت زمان انقباض اکسنتریک و نیز حداکثر والگوس زانو علی‌رغم مقادیر بیشتر زاویه والگوس در گروه زانوی ضربدری نسبت به گروه سالم، در ارتفاع‌های مختلف معنادار نبود، اما در مورد پارامترهای حداکثر فلکشن زانو و حداکثر دورسی فلکشن مچ پا اختلاف‌ها بین دو گروه معنادار گزارش شد ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری نسبت به افراد سالم هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف با زاویه فلکشن زانو کمتر و زاویه دورسی فلکشن مچ پای کمتر فرود می‌آیند. طبق تحقیقات انجام شده همه این موارد به عنوان ریسک فاکتورهای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی شناخته شده‌اند، از این‌رو آموزش صحیح و اصلاح الگوی فرود در جهت کاهش بارهای اعمال شده به کمپارتمان خارجی زانو و جلوگیری از پیشرفت بیماری‌های مفصلی باید مورد توجه قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی

فرود تک‌پا؛ ارتفاع‌های متفاوت فرود؛ ناهنجاری زانوی ضربدری؛ کینماتیک؛ زاویه والگوس

نویسنده مسئول: زهرا شهیدی زندی. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان
آدرس الکترونیکی: Shahidizz63@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016.May.24

Research Article

مقدمه و اهداف

مفصل زانو مانند تمام مفاصل دیگر بدن تحت تاثیر نقص‌ها، آسیب‌ها و بیماری‌ها قرار می‌گیرد. عوامل زیادی مفصل زانو را منحصر به فرد ساخته است. مفصل زانو بر خلاف مفصل شانه، آرنج و مچ دست باید در همان زمانیکه حرکت می‌کند وزن بدن را نیز تحمل کند. از جمله اجزا زانو که شیوع صدمه آن در ورزشکاران رایج است، لیگامنت متقاطع قدامی زانو (ACL) می‌باشد.[۱] محققین نشان داده‌اند ۹۰-۷۰ درصد صدمات این لیگامنت در ارتباط با ورزش می‌باشد.[۲] همچنین گزارش شده که بیشترین شیوع آسیب‌های زانو، در ورزش‌هایی است که شامل پرش و فرود می-باشد.[۳، ۴]

فرود تک‌پا، حرکت ورزشی رایج در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال والیبال، فوتبال و بدمینتون است که می‌تواند نیروی برخوردی ۲ تا ۱۲ برابر جرم بدن ایجاد کند و در نتیجه یکی از عوامل اصلی ایجاد آسیب‌های غیربرخوردی در ACL می‌باشد.[۳] تحقیقات نشان داده‌اند که خطر آسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی در فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا بیشتر است.[۵] همچنین در فرود تک‌پا نسبت به دوپا، اوج نیروی عکس‌العمل زمین بیشتر و زوایای خم شدن و توان مفصل زانو به‌طور قابل ملاحظه‌ای کمتر است که بدین وسیله احتمال آسیب رباط صلیبی قدامی را بالا می‌برد.[۶] همچنین باید توجه داشت که شیوع آسیب ACL در زنان نسبت به مردان بالاتر است. عوامل متعددی باعث شیوع بیشتر آسیب ACL حین فرود در زنان نسبت به مردان می‌شود. زنان بیشتر از عضله چهارسر و دوقلو و کمتر از عضله همسترینگ برای ثبات اولیه مفصل زانو استفاده می‌کنند.[۷] از آنجایی‌که آسیب ACL زمانی اتفاق می‌افتد که پس از فرود استخوان ران نسبت به استخوان درشت‌نی به سمت جلو حرکت می‌کند، ناتوانی زنان برای انقباض سریع همسترینگ ممکن است منجر به آسیب شود. عامل دیگری که در ثبات زانو نقش دارد سفتی زانو است که در بین زنان و مردان متفاوت است. سفتی ناکافی مفصل در زنان احتمال آسیب را در آنان بیشتر می‌کند. همچنین ویژگی‌های متفاوت زنان در فعالیت‌های برشی، پرش و فرود، از جمله وضعیت والگوس بیشتر زانو و زاویه مفصل ران کمتر، آن‌ها را مستعد آسیب ACL قرار می‌دهد. از جمله مواردی که موجب تشدید والگوس زانو حین فرود می‌شود عدم راستای طبیعی مفصل زانو و وجود ناهنجاری است.[۸] تغییر در راستای اندام تحتانی بر بیومکانیک بدن انسان تاثیرگذار بوده و به‌ویژه ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در اندام تحتانی بر بیومکانیک حرکات ورزشی اثر منفی دارد.[۸] یکی از ناهنجاری‌های شایع که میزان شیوع آن در زنان نیز بیشتر است، ناهنجاری زانوی ضربدری است.[۹، ۱۰] در ناهنجاری‌های زانوی ضربدری میزان اعمال بار حاصل از وزن از سمت کمپارتمان داخلی به سمت کمپارتمان خارجی مفصل زانو تغییر می‌کند. همچنین به علت تغییر محل خط ثقل و وارد شدن فشار غیرطبیعی بر قسمت‌های مختلف سطوح مفصلی، زانو مستعد تغییرات فرسایشی زودرس خواهد شد و می‌توان انتظار آرتروز زودرس را داشت.[۸]

فرود تک‌پا در مقایسه با فرود دوپایی دارای سطح حمایتی کوچکتر و به دنبال آن نیروی عکس‌العمل بزرگ‌تر از طرف زمین خواهد بود که با توجه به این افزایش نیرو انتظار می‌رود تغییرات کینماتیکی در فرود تک‌پا در افراد دارای ناهنجاری زانوی ضربدری ایجاد شود. Nejishima و همکاران کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی در حرکت فرود تک‌پا و فرود دوپا را مورد مقایسه قرار دادند و نتایج نشان داد میانگین زاویه والگوس زانو در حین فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا به‌طور معناداری بیشتر است، به‌علاوه میانگین بیشینه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال در هنگام فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا کمتر بود.[۱۱] با توجه به اینکه یکی از اجزای کلیدی در آسیب ACL، افزایش حرکت داخلی زانو در صفحه فرونتال است و افزایش در میزان والگوس زانو باعث افزایش فشار بر این لیگامنت می‌شود، در حین فرود تک‌پا احتمال آسیب بیشتر می‌شود. همچنین کاهش زاویه فلکشن زانو نیز از موارد مهم در آسیب ACL به شمار می‌رود. Schmitz و همکاران تاثیر جنسیت بر بیومکانیک فرود تک‌پا را مورد ارزیابی قرار دادند.[۱۲] این محققان گزارش کردند زاویه مفصل زانو و ران زنان در حین فرود نسبت به مردان بازتر بود و زنان مقدار نیروی عکس‌العمل زمین بزرگتری در هنگام فرود داشتند و همچنین جذب شوک آن‌ها نسبت به مردان کمتر بود.

با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد و این افزایش نیرو به طور معناداری با زوایای پلانتار فلکشن مچ پا و فلکشن زانو در ارتباط است. Ali و همکاران کینماتیک و کینتیک فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف را مورد بررسی قرار دادند و گزارش کردند زاویه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال، زاویه فلکشن تنه و نیروی عکس‌العمل زمین با افزایش ارتفاع فرود، به‌طور معناداری افزایش پیدا می‌کند.[۱۳]

با توجه به شیوع بیشتر ناهنجاری زانوی ضربدری در زنان و تاثیراتی که این ناهنجاری در توزیع نامتوازن نیروها در مفصل زانو ایجاد می‌کند و همچنین با در نظر گرفتن این موضوع که خطر آسیب غیربرخوردی ACL در فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا بیشتر است و نیز ارتفاع فرود بر

www.SID.ir

Archive of SID

بزرگی نیروهای اعمال شده به مفاصل تاثیرگذار است، پاسخ به این سوال که آیا در حین فرود از ارتفاع‌های مختلف، کینماتیک مفاصل اندام تحتانی بین افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و سالم متفاوت است یا خیر مشخص نشده است. از این‌رو هدف تحقیق حاضر بررسی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و مقایسه آن با افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری آن را ۲۰۰ نفر از دانشجویان تربیت بدنی دختر دانشگاه شهید باهنر کرمان تشکیل دادند. از درون جامعه آماری، ۱۵ دانشجوی مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و ۱۵ دانشجوی سالم با دامنه سنی ۲۵-۱۸ سال به شکل هدفمند انتخاب شدند. معیارهای ورود به تحقیق برای افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری فاصله بین دو قوزک داخلی بیشتر از ۲/۵ سانتی‌متر[۱۴] و داشتن ناهنجاری از نوع عملکردی بود. برای تشخیص عملکردی بودن نوع ناهنجاری از فرد خواسته شد که با فشار عضلانی و بدون اینکه زانوها خم شود، دو قوزک داخلی را به هم برساند. همچنین تحت نظر یک کارشناس ارشد آسیب‌شناسی و با اعمال فشار به قسمت داخلی مفصل زانو و قسمت خارجی بخش دیستال ساق پا نوع ناهنجاری مورد بررسی قرار گرفت. برای انتخاب گروه سالم نیز افرادی انتخاب شدند که سابقه هیچ‌گونه اختلال اسکلتی-عضلانی نداشتند و از سلامت عمومی برخوردار بودند. با توجه به اینکه سن، قد، جرم بدن، طول اندام تحتانی و قدرت عضلات باز کننده زانو احتمال داشت در پارامترهای فرود تأثیرگذار می‌باشند، گروه سالم به نحوی انتخاب شدند که فاکتورهای ذکر شده همسان با گروه مبتلا به زانوی ضربدری باشد. قبل از اجرای تحقیق نیز آزمودنی‌ها از شرایط اجرای تحقیق به‌طور کامل آگاه شدند و فرم رضایت آگاهانه حضور در تحقیق را امضا کردند.

در ابتدا قد، طول اندام تحتانی، جرم بدن، فاصله بین دو قوزک داخلی (با استفاده از کولیس) و قدرت عضلات بازکننده مفصل زانو (با استفاده از دینامومتر) اندازه‌گیری شد. سپس آزمودنی‌ها پنج دقیقه به انجام حرکات کششی و گرم کردن عضلات اندام تحتانی پرداختند و پس از آن پنج دقیقه به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک‌پا را انجام دادند و پیش از شروع تست‌گیری اصلی به هر فرد پنج دقیقه استراحت داده شد. روش اجرای آزمون به این صورت بود که در ابتدا شش مارکر انعکاسی پاسیو با قطر ۱۹ میلی‌متر بر پای راست هر آزمودنی (تمامی آزمودنی‌ها راست پا بودند) واقع بر سطح قدامی و میانی ساق پا در قسمت دیستال استخوان درشت‌نی، برجستگی درشت‌نی استخوان درشت‌نی، نقطه میانی خطی که خار خاصره قدامی فوقانی را به استخوان کشکک متصل می‌کند، اپی‌کندیل خارجی ران، قوزک خارجی مچ پا و متاتارسال پنجم نصب شد.[۱۵،۱۶] (تصویر ۱). در شروع پروتکل تست گیری به صورت ایستا، موقعیت مارکرهای آزمودنی ها ثبت می شد و سپس آزمودنی بر سکویی به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار گرفت. سپس افراد با پای برهنه و با پای برتر (پای برتر تمامی آزمودنی‌ها پای راست بود) از روی سکو که لبه جلویی آن با محل فرود ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت، روی سطح زمین فرود آمدند.[۱۷] آزمودنی‌ها فقط عمل فرود و نه عمل پرش به بالا یا جلو را انجام دادند. سه فرود قابل قبول برای هر فرد ثبت شد. فرود قابل قبول نیز شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود بدون جهش بود.[۱۷] سپس پنج دقیقه به آزمودنی استراحت داده شد و پس از آن فرود از ارتفاع‌های ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متر انجام شد.[۱۳،۱۸]

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016.May.24

Research Article

تصویر ۱: محل نصب شش مارکر انعکاسی پسیو بر اندام تحتانی

برای جمع‌آوری داده‌ها، از سیستم آنالیز حرکت اپتوالکترونیک سه‌بعدی (مارک موشن آنالیزیس مدل راپتور اچ ساخت کشور آمریکا) با شش دوربین بهره گرفته شد و فرکانس نمونه‌برداری، ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد.[۱۹] کالیبره کردن دوربین‌ها به شکلی بود که محور X در روبروی آزمودنی و عمود بر صفحه فرونتال وی قرار می‌گرفت (در غیر این صورت زوایای زانو در صفحه فرونتال دقیق به‌دست نمی‌آمدند). حجم کالیبره شده نیز به اندازه‌ای بود که آزمودنی را در طی فرود به‌طور کامل پوشش می‌داد. این حجم دارای ۲/۵ متر طول، ۱/۵ متر عرض و پس از آماده کردن ۲/۵ متر ارتفاع بود. چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که هر مارکر در هر لحظه حداقل توسط دو دوربین رؤیت می‌شد (تصویر ۲).

تصویر ۲: نحوه چیدمان شش دوربین اپتوالکترونیک

داده‌های ضبط شده، بوسیله ی نرم‌افزار کورتکس نسخه ۲/۵مورد پردازش قرار گرفتند. جهت کاهش دادن نویزهای ناشی از حرکت مارکرها، فیلتر پایین¬گذر باتروورث (Zero-lag) با مرتبه ۴ و فرکانس برش ۶ هرتز مورد استفاده قرار گرفت. در نهایت با استفاده از نرم‌افزار کورتکس

www.SID.ir

Archive of SID

پارامترهای حداکثر فلکشن زانو، حداکثر دورسی فلکشن مچ و نیز مدت زمان انقباض اکسنتریک عضله چهارسر رانی و با استفاده از نرم‌افزار متلب (نسخه R2012a) پارامتر زاویه حداکثر والگوس زانو به دست آمد و تغییرات این زوایا نسبت به حالت ایستا هر آزمودنی محاسبه شد [۲۰].

تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت. پس از مشخص شدن نرمال بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو–ویلک، برای مقایسه داده‌های دو گروه از آزمون t مستقل و در جهت به‌دست آوردن تفاوت‌های درون‌گروهی برای گروه زانوی ضربدری (تفاوت پارامترها بین ارتفاع‌های ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متر)، از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. در تمامی آزمون‌های آماری، سطح معناداری $P\leq 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های آزمودنی‌ها شامل سن، قد، جرم بدن، فاصله بین قوزک‌های داخلی، قدرت عضلات باز کننده زانو و طول اندام تحتانی در جدول ۱ نمایش داده شده‌اند. برای همسان‌سازی دو گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد که نتایج تفاوت معناداری را بین پارامترهای اندازه‌گیری شده (به‌استثناء فاصله بین قوزک‌های داخلی) نشان نداد.

در مورد پارامترهای بررسی شده، همان‌طور که در جدول ۲ نمایش داده شده است نتایج آزمون تی مستقل در مورد پارامتر حداکثر والگوس زانو علی‌رغم مقادیر بیشتر زاویه والگوس در گروه زانوی ضربدری نسبت به گروه سالم، در ارتفاع‌های مختلف معنادار گزارش نشد، اما در مورد پارامترهای حداکثر فلکشن زانو و حداکثر دورسی فلکشن مچ پا اختلاف‌ها معنادار بود ($P<0/05$). نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس نشان داد با افزایش ارتفاع، میزان حداکثر والگوس و حداکثر فلکشن زانو افزایش و حداکثر دورسی فلکشن مچ پا کاهش می‌یابد ($P<0/01$).

جدول ۱: ویژگی‌های بالینی و دموگرافیکی گروه زانو ضربدری (n=۱۵) و سالم (n=۱۵)

شاخص	گروه	میانگین	انحراف معیار	P
سن (سال)	کنترل	۲۰/۶	۱/۵	۰/۸۹۱
	زانو ضربدری	۲۰/۷	۱/۵۳	
قد (سانتی‌متر)	کنترل	۱۶۶/۹۳	۵/۳۱	۰/۸۳۲
	زانو ضربدری	۱۶۶/۳۰	۵/۲۹	
جرم بدن (کیلوگرم)	کنترل	۶۰/۳۳	۴/۰۲	۰/۸۹۴
	زانو ضربدری	۵۹/۷۳	۳/۸۴	
فاصله بین قوزک‌های داخلی (سانتی‌متر)	کنترل	۰/۵۶	۰/۶۰	*۰/۰۰۱
	زانو ضربدری	۳/۴۷	۰/۶۴	
قدرت عضلات بازکننده زانو (بدون واحد)	کنترل	۱/۳۶	۰/۲۰	۰/۷۰۱
	زانو ضربدری	۱/۳۱	۰/۳۵	
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	کنترل	۸۷/۰۶	۳/۱۷	۰/۵۳۹
	زانو ضربدری	۸۶/۳۳	۳/۴۵	

* ($P<0/05$) نشان‌دهنده تفاوت معنادار

جدول ۲: نتایج آزمون تی مستقل برای پارامترهای بررسی شده در گروه زانو ضربدری (n=۱۵) و سالم (n=۱۵)

پارامتر	ارتفاع	گروه	میانگین	انحراف معیار	P
زاویه والگوس زانو (درجه)	۲۰ سانتیمتر	ضربدری	−۱/۷۰	۲/۱۰	۰/۱۱۷
		سالم	−۰/۰۳	۲/۵۹	
	٤٠ سانتیمتر	ضربدری	−۳/۰۴	۲/۳۲	۰/۱۰۳
		سالم	−۱/۲۹	۳/۲۷	
	٦٠ سانتیمتر	ضربدری	−۵/۹۸	۲/۴۹	۰/۰۷۳

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016.May.24

Research Article

		سالم	-۳/۸۷	۳/۶۱	
زاویه فلکشن زانو (درجه)	۲۰ سانتیمتر	سالم	۱۷/۱۱	۸/۲۹	*۰/۰۰۱
		ضربدری	۵/۴۳	۴/۷۱	
	۴۰ سانتیمتر	سالم	۲۶/۸۸	۵/۹۳	*۰/۰۰۱
		ضربدری	۱۵/۵۶	۵/۱۶	
	۶۰ سانتیمتر	سالم	۳۷/۰۱	۴/۵۹	*۰/۰۰۱
		ضربدری	۲۲/۰۶	۵/۲۱	
زاویه دورسی فلکشن مچ پا (درجه)	۲۰ سانتیمتر	سالم	۱۲/۴۱	۳/۸۷	*۰/۰۰۱
		ضربدری	۷/۲۶	۳/۰۷	
	۴۰ سانتیمتر	سالم	۱۷/۵۲	۴/۴۹	*۰/۰۰۲
		ضربدری	۱۱/۵۵	۵/۱۷	
	۶۰ سانتیمتر	سالم	۲۱/۳۳	۳/۹۳	*۰/۰۰۱
		ضربدری	۱۴/۹۳	۵/۱۳	
مدت زمان انقباض اکسنتریک عضله چهارسر رانی (ثانیه)	۲۰ سانتیمتر	سالم	۰/۱۶۳	۰/۰۱۲	۰/۷۳۸
		ضربدری	۰/۱۶۶	۰/۰۲۷	
	۴۰ سانتیمتر	سالم	۰/۱۶۸	۰/۰۱۹	۰/۴۶۴
		ضربدری	۰/۱۷۶	۰/۰۳۲	
	۶۰ سانتیمتر	سالم	۰/۱۷۶	۰/۰۳۵	۰/۲۶۷
		ضربدری	۰/۱۸۸	۰/۰۲۰	

* ($P<۰/۰۵$) نشان‌دهنده تفاوت معنادار

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه فرود تک‌پا از ارتفاع‌های ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متر بر زاویه زانو در صفحه فرونتال، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر دورسی فلکشن مچ پا و مدت زمان انقباض اکسنتریک بعد از فرود تک‌پا در افراد زانو ضربدری و افراد سالم بود. نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس نشان داد با افزایش ارتفاع، میزان حداکثر زاویه والگوس، حداکثر زاویه فلکشن زانو و مدت زمان انقباض اکسنتریک افزایش و حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ پا کاهش می‌یابد ($P<۰/۰۱$). نتایج آزمون تی مستقل در مورد پارامتر مدت زمان انقباض اکسنتریک و نیز حداکثر والگوس زانو علی‌رغم مقادیر بیشتر زاویه والگوس در گروه زانوی ضربدری نسبت به گروه سالم، در ارتفاع‌های مختلف معنادار گزارش نشد، اما در مورد پارامترهای حداکثر فلکشن زانو و حداکثر دورسی فلکشن مچ پا اختلاف‌ها بین دو گروه معنادار بود ($P<۰/۰۵$).

Ford و همکاران اظهار داشته‌اند که یکی از اجزای کلیدی در آسیب رباط متقاطع قدامی افزایش حرکت خارجی والگوس زانو است و افزایش در میزان واروس و والگوس زانو باعث فشار بر روی لیگامنت متقاطع قدامی می‌شود[۲۱]، از این‌رو این زاویه در اجراهای ورزشی و برای پیشگیری از آسیب‌های متعاقب آن بسیار حائز اهمیت است. از طرف دیگر نباید از بحث جنسیت در مورد زاویه زانو در صفحه فرونتال غافل شد. در میان ورزشکاران قهرمانی فرود زنان با افزایش والگوس زانو در هنگام فرود از سکو، فرود تک‌پا و افزایش مقدار والگوس در طول فرود ناشی از جهش عمودی همراه بوده است و بیانگر این موضوع است که زنان نسبت به مردان در اجراهایی که شامل جهش و فرود می‌باشد، بسیار آسیب‌پذیرتر هستند.[۲۲] این تفاوت در میزان والگوس زانو بین آزمودنی‌های زن و مرد، ممکن است ناشی از تفاوت بین زنان و مردان در کنترل حرکتی، ساختار آناتومیکی و شاخص‌های فیزیولوژیکی باشد. تفاوت در ساختار آناتومیکی و شاخص‌های فیزیولوژیکی بین زنان و مردان خود می‌تواند ناشی از تفاوت در راستای اندام تحتانی، زاویه‌ی چهار سر ران، قدرت و انعطاف‌پذیری عضلات باشد. نتایج تحقیق حاضر نیز افزایش زاویه‌ی والگوس زانو را در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری نسبت به افراد سالم نشان داد. در تحقیق حاضر افزایش بار با استفاده از افزایش ارتفاع فرود ایجاد شده

www.SID.ir

Archive of SID

است. با توجه به این موضوع به نظر می‌رسد رابطه مستقیمی بین حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و میزان والگوس زانو وجود دارد و هر چه میزان سختی کار افزایش یابد، متناسب با آن فشار به مفصل زانو و کمپارتمان خارجی آن نیز بیشتر خواهد بود. همچنین باید در نظر داشت که این موضوع در افراد زانو ضربدری مشهودتر بود، در نتیجه احتمال آسیب را نیز در این گروه بیشتر می‌کند.

در مورد پارامتر حداکثر زاویه فلکشن زانو باید در نظر داشت که از عوامل مؤثر بر میزان حداکثر فلکشن زانو هنگام فرود، میزان بار وارده بر مفصل و نیروی عمودی سطح می‌باشد و از آنجا که افزایش ارتفاع فرود میزان بار اعمال شده به مفصل را افزایش می‌دهد و طبق تحقیق Ali و همکاران با افزایش ارتفاع نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس با زمین نیز افزایش پیدا می‌کند[۱۳]، در نتیجه افزایش حداکثر زاویه فلکشن زانو با افزایش ارتفاع فرود مشاهده شد.

این نتایج هم‌راستا با یافته‌های Yeow و همکاران بود.[۲۳] این محققان رابطه بین ارتفاع فرود با نیروی عکس‌العمل زمین، زاویه فلکشن زانو، سرعت زاویه‌ای و توان مفاصل حین فرود دوپا را مورد ارزیابی قرار داده بودند. نتایج نشان‌دهنده ارتباط مستقیم نیروی عکس‌العمل زمین و میزان فلکشن زانو با افزایش ارتفاع بود، بدین معنی که با افزایش ارتفاع فرود میزان نیروی عکس‌العمل زمین و میزان زاویه فلکشن زانو افزایش می‌یابد. در تحقیق حاضر نیز با افزایش ارتفاع فرود، زاویه حداکثر فلکشن زانو افزایش یافت. De Britto و همکاران فعالیت عضلانی عضلات چهار سر رانی و همسترینگ را هنگام فرود از ارتفاع‌های مختلف را مورد بررسی قرار دادند و نتیجه گرفتند که با افزایش ارتفاع فرود فعالیت عضلانی عضله چهار سر رانی نیز افزایش می‌یابد، اما افزایش در فعالیت عضلانی عضله همسترینگ متناسب با افزایش ارتفاع فرود نیست.[۱۸] از این‌رو این مورد را به عنوان یکی از دلایل احتمالی آسیب رباط صلیبی قدامی به علت افزایش ارتفاع معرفی کردند. از آنجایی‌که در تحقیق حاضر افراد زانو ضربدری نسبت به افراد سالم میزان فلکشن کمتری داشتند و طبق تحقیقات زنان سالم نسبت به مردان نیز فلکشن کمتری دارند، این مسئله در مورد زنان زانوی ضربدری نگران کننده است. میزان زاویه کمتر حداکثر فلکشن زانو در افراد زانو ضربدری نسبت به افراد سالم از یافته‌های جدید مطالعه حاضر بود. کاهش فلکشن زانو هنگام فرود از نظر مکانیکی بازدارنده همسترینگ در مقابل نیروهای قدامی است و در نتیجه لیگامنت صلیبی قدامی را تحت استرس بیشتری قرار می‌دهد. با توجه به اینکه فرود با زاویه زانو باز میزان نیروی وارد بر لیگامنت صلیبی قدامی را افزایش می‌دهد، میزان فلکشن کمتر و زاویه والگوس بیشتر هنگام فرود و نیز ساختار استخوانی و لیگامانی نامناسب می‌تواند این گروه از افراد را در معرض خطر ابتلای بیشتر به آسیب‌های لیگامنت صلیبی قدامی نسبت به افراد سالم قرار دهد. باید توجه داشت که آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌تواند موجب ایجاد آسیب‌های ثانویه‌ای مانند پارگی مینیسک و استئوآرتریت مفصل زانو در افراد آسیب‌دیده را به دنبال داشته باشد، در نتیجه لزوم به‌کارگیری برنامه-های پیشگیری از آسیب را پررنگ‌تر می‌کند.

دیگر پارامتری که مورد بررسی قرار گرفته بود، زاویه دورسی فلکشن مچ پا بود. کمتر بودن حداکثر زاویه دورسی فلکشن در افراد زانوی ضربدری با توجه به حداکثر زاویه فلکشن کمتر نسبت به افراد سالم قابل پیش‌بینی بود. افزایش زاویه فلکشن ران، زاویه فلکشن زانو و در نهایت افزایش دورسی فلکشن ران در طی یک زنجیره حرکتی متوالی منجر به جذب بیشتر نیروی وارد شده بر بدن می‌شود و خطر احتمال بروز آسیب را کاهش می‌دهد. همچنین باید توجه داشت که استراتژی مچ پا در زنان نسبت به مردان از اهمیت بیشتری هنگام فرود برخوردار است. Decker و همکاران طی تحقیقی تفاوت جنسیتی در کینماتیک و کینتیک و جذب انرژی را در طی فرود مورد ارزیابی قرار دادند. نتایج نشان داد که زنان با وضعیت بدنی قائم‌تری (با مفاصل بازتر) فرود می‌آیند و جذب شوک بیشتر توسط عضلات مچ پا صورت می‌گیرد.[۲۴] هم چنین دامنه حرکتی و حداکثر سرعت‌های زاویه‌ای مچ و ران در آن‌ها بیشتر است. افراد زانوی ضربدری با توجه به میزان دورسی فلکشن مچ پای کمتر و نیز زاویه فلکشن زانوی کمتر نسبت به افراد سالم و نیز با توجه به اینکه آزمودنی‌های مطالعه حاضر را زنان تشکیل می‌دادند و در جامعه زنان احتمال بروز آسیب لیگامنت صلیبی قدامی ۴ تا ۶ برابر مردان است، به‌طور بسیار جدی در معرض آسیب قرار دارند و نظارت بر فعالیت‌های جسمانی آن‌ها و ارائه راهکارهای پیشگیرانه ضروری به نظر می‌رسد.

همچنین باید این موضوع را مدنظر قرار داد، عواملی که میزان انرژی جذب شده توسط عضلات را تعیین می‌کنند، مدت زمان انقباض اکسنتریک و طول عضله است؛ بنابراین اگر طول عضله افزایش یابد، نیروی بیشتری در طول انقباض اکسنتریک جذب می‌شود و در نتیجه نیروی بیشتری در طول انقباض اکسنتریک تولید می‌شود.[۲۵] با توجه به اینکه افزایش ارتفاع، افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و افزایش بار وارده بر مفاصل را در پی دارد، افزایش مدت زمان انقباض اکسنتریک برای جذب بیشتر نیروها قابل پیش‌بینی بود که نتایج تحقیق حاضر نیز بیانگر این موضوع بود.

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016.May.24

Research Article

همچنین بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر بین افراد زانوی ضربدری و افراد سالم در مدت زمان انقباض اکسنتریک عضله چهار سر رانی تفاوت معناداری وجود نداشت. به نظر می‌رسد افراد زانوی ضربدری قادر به استفاده از مکانیزم‌های مناسب برای جذب و تعدیل نیروهای وارده مانند افزایش مدت زمان انقباض اکسنتریک عضله چهار سر رانی، افزایش فلکشن زانو حین فرود در جهت افزایش طول عضله چهار سر و یا افزایش دورسی فلکشن مچ در جهت افزایش طول عضلات پلانتار فلکسور مچ پا نیستند و در نتیجه افزایش استرس به مفاصل و ساختار لیگامانی آن را در پی دارد. تحقیقات گذشته بیان کرده‌اند در هنگام فرود و زمانی که عضله چهار سر رانی به‌صورت اکسنتریک منقبض شده و با نیروی والگوس زانو ترکیب شود، احتمال کشیدگی لیگامنت صلیبی قدامی افزایش می‌یابد. این ترکیب نیروها در افرادی که عمل فرود ضعیفی دارند، به وجود می-آید.[۲۶] حال با توجه به مسائل بیان شده و اینکه افراد زانوی ضربدری در حالت طبیعی نیز زاویه والگوس بیشتر از حد نرمال دارند و در هنگام فرود نیز افزایش زاویه والگوس بیشتر نسبت به افراد سالم دارند کشیدگی بیشتری بر لیگامنت صلیبی قدامی خود متحمل خواهند شد.

نتیجه‌گیری

آسیب ACL معمولا با کاهش فلکشن و افزایش زاویه والگوس زانو در ارتباط است. بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری نسبت به افراد سالم هنگام فرود حداکثر فلکشن و حداکثر دورسی فلکشن کمتری در مفاصل زانو و مچ دارند و در نتیجه این عوامل منجر به زاویه والگوس بزرگتر در این افراد شده است. این موضوع می‌تواند در طولانی مدت منجر به آسیب‌دیدگی و بیماری‌های مختلف مفصلی و لیگامانی شود و باید مورد توجه ویژه قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع تحصیلی کارشناسی ارشد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، گرایش بیومکانیک ورزشی خانم زهرا شهیدی زندی، به راهنمایی آقای دکتر محمدرضا امیرسیف‌الدینی و مشاوره آقای محمدتقی امیری خراسانی، مصوب دانشگاه شهید باهنر کرمان است. نویسندگان مقاله از تمامی آزمودنی‌ها و عزیزانی که در اجرای مطالعه حاضر ما را یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را دارند.

منابع

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

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

3. 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;37(2):252-9.

4. Zahradnik D, Jandacka D, Uchytil J, Farana R, Hamill J. Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury. Phys Ther Sport. 2015;16(1):53-8.

5. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical Differences Between Unilateral and Bilateral Landings From a Jump: Gender Differences. Clin J Sport Med. 2007;17(4):263-8.

6. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. J Biomech. 2009;42(12):1967-73.

7. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. The American journal of sports medicine. 1999;27(6):699-706.

8. Brouwer GM, Tol AWV, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RMD, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. Arthritis Rheum. 2007;56(4):1204-11.

9. Karimi M, Kashefipour A, Yousfnejad Z. The Prevalence of Genu Varum and Genu Valgum in Primary School Children in Iran 2003-2004. J Med Sci. 2005;5(1):52-4.

10. Agaja SB. Factors affecting angular deformities of the knees in Nigerian children--Ilorin experience. West Afr J Med. 2001;20(4):246-50.

11. Nejishima M, Urabe Y, Yokoyama S. Relationship between the knee valgus angle and EMG activity of the lower extermity in single- and double-leg landing. J Biomech. 2007;40(2):14-5.

12. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. Clin Biomech. 2007;22(6):681-8.

www.SID.ir

Archive of SID

13. Ali N, 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. The Knee. 2014;21(1):38-46.
14. Alizade MH, gheytasi M. Fundamental concepts of corrective exercises. first ed: Research institute of physical education and sports science; 2010. [in persian]
15. Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. Phys Ther Sport. 2012;13(4):259-64.
16. Rodenbusch TLM, Ribeiro TS, Simão CR, Britto HMJS, Tudella E ,Lindquist AR. Effects of treadmill inclination on the gait of children with Down syndrome. Res Dev Disabil. 2013;34(7):2185-90.
17. 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(1):18-23.
18. De Britto MA, Carpes FP, Koutras G, Pappas E. Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. J Electromyogr Kinesiol. 2014;24(4):508-12.
19. McPherson AL, Dowling B, Tubbs T, Paci JM. Sagittal plane kinematic differences between dominant and non-dominant legs in unilateral and bilateral jump landings. Physical Therapy in Sport. 2016. (Accepted Manuscript).
20. Naderi S, Mohammadipour F, Amirseyfaddini MR. The Effects of Different Walking Inclinations on Knee Angle in the Frontal Plane of Patients with Varus Malalignment. Physical Treatment. 2014;4(3):139-44.
21. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players .Med Sci Sports Exerc. 2003;35(10):1745-50.
22. Carson DW, Ford KR. Sex Differences in Knee Abduction During Landing: A Systematic Review. Sports Health. 2011;3(4):373-82.
23. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. The Knee. 2009;16(5):381-6.
24. Decker MJ ,Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech. 2003;18(7):662-9.
25. Schmidt RA, Wrisberg CA. Motor learning and performance: A situation-based learning approach: Human Kinetics; 2008.
26. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A Comparison of Knee Kinetics between Male and Female Recreational Athletes in Stop-Jump Tasks. Am J Sports Med. 2002;30(2):261-7.

www.SID.ir