

ACL Risk Factors Using Lower Limb Joint Angles in Single-Leg Drop Landing between Young Athletes with Normal and Flatfeet

Omid Rajaeian*¹, Mehdi Khaleghi Tazji², Ali Abbasi³, Fereshteh Eftekhari⁴

1. PhD Student of Kharazmi University of Tehran (Physical Education)
2. Assistant Professor of Kharazmi University of Tehran (Physical Education)
3. Assistant Professor of Kharazmi University of Tehran (Physical Education)
4. Assistant Professor, Department of Sport Science, School of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran

Received: 2018.September.03

Revised: 2018. September.23

Accepted: 2018. September.26

Abstract

Background and Aim: Knowledge of the changes of lower limb joint angles during landing provides good fundamental understanding to prevent knee injuries in people with flatfeet. Hence, the purpose of the present study was to compare lower limb angles as ACL risk factor during single leg drop landing in athletes with flatfeet and normal.

Materials and Methods: In the current investigation, 10 young male athletes with flatfeet and 10 young male athletes with normal foot participated. The foot arch was measured using navicular drop test. Navicular drop between 5 to 9 mm was classified as normal foot and navicular drop greater than 10 mm as flatfeet. The kinematic and kinetic data were recorded using motion analysis and force plate. Data processing was performed via Matlab software and lower limb angles parameters in knee maximum flexion in three motion plates were statistically analyzed running MANOVA at significance level of $\alpha = 0/05$.

Results: Significant differences were observed between the two groups in knee valgus ($p=0/045$) and hip adduction ($p=0/037$) angles in frontal plane. No Significant differences were observed between the two groups in other joint angles in other planes.

Conclusion: According to the results, changes in the normal structure of the foot arch and consequently body alignment might affect lower limb angles in daily activities and sport that can cause changes in the pattern of injuries. The results of the current study can help better organize a rehabilitation program and activities for those with flatfeet.

Keywords: Lower Limb joint angle; Flatfoot; Single-leg drop landing

Cite this article as: Omid Rajaeian , Mahdi Khaleghi , Ali Abbasi, Fereshteh Eftekhari. ACL risk factors using lower limb joint angles in single-leg drop landing between young Athletes with Normal and Flatfeet. J Rehab Med. J Rehab Med. 2019; 8(1): 79-86.

* **Corresponding Author:** Department of Physical Education, University of Kharazmi, Tehran, Iran
Email: Rajaeian@iaubanz.ac.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.111362.1938

بررسی ریسک فاکتورهای آسیب ACL با استفاده از زوایای سه بعدی مفاصل اندام تحتانی در حین فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم

امید رجائیان^{۱*}، مهدی خالقی تازجی^۲، علی عباسی^۳، فرشته افتخاری^۴

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
۲. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار و هیئت علمی دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
۳. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار و هیئت علمی دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، بخش علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۰۴ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۰۱

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۱۲

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه دانستن تغییرات زوایای مفاصل اندام تحتانی در حین فرود، بینش خوبی برای پیش‌گیری از بروز آسیب‌های زانو در افراد دارای کف پای صاف خواهد داد؛ لذا هدف تحقیق حاضر، مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی به عنوان ریسک فاکتور آسیب ACL هنگام حرکت فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و نرمال بود.

مواد و روش‌ها

در پژوهش حاضر ۱۰ مرد جوان ورزشکار دارای کف پای صاف و ۱۰ مرد جوان ورزشکار دارای قوس پای طبیعی در این تحقیق شرکت کردند. میزان قوس کف پا از طریق آزمون افتادگی استخوان ناوی اندازه‌گیری شد. میزان افتادگی بین ۵ تا ۹ میلی‌متر در گروه پای معمولی و بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه کف پای صاف قرار گرفتند. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی با استفاده از دوربین‌های ثبت حرکتی و صفحه نیرو ثبت گردید. پردازش داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب انجام گردید و پارامترهای زوایای مفاصل اندام تحتانی در اوج فلکشن زانو در سه صفحه حرکتی از طریق آزمون آماری مانوا و در سطح معناداری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد تفاوت معناداری بین دو گروه در اندازه زاویه والگوس مفصل زانو ($p=۰/۰۴۵$) و مفصل ران ($p=۰/۰۳۷$) در صفحه فرونتال مشاهده گردید. در صفحات دیگر و مفاصل دیگر تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تغییر در وضعیت طبیعی قوس پا و در نتیجه راستای بدن، زوایای مفاصل اندام تحتانی را در طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تاثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند الگوی آسیب را تغییر دهد. نتایج تحقیق حاضر می‌تواند در برنامه‌ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به کف پای صاف مؤثر واقع شود.

واژه‌های کلیدی

زوایای مفاصل اندام تحتانی؛ کف پای صاف؛ فرود تک‌پا

نویسنده مسئول: امید رجائیان، تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی

آدرس الکترونیکی: Rajaeian@iaubanz.ac.ir

مقدمه و اهداف

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید.^[۶] میزان فلکشن زانو در هنگام فرود، تعیین کننده فرود نرم یا سخت است.^[۷] Nagai و همکاران دریافتند میانگین حداکثر زاویه فلکشن زانو در هنگام فرود تک‌پا کمتر از فرود دو پا است.^[۸] محققان حداکثر زاویه فلکشن زانو در افت را حدود ۴۵٫۵۶ الی ۷۷ درجه گزارش کردند.^[۹-۱۲] عوامل خطر برای آسیب غیربرخوردی لیگامنت صلیبی قدامی بر اساس مدل بیومکانیکی تغییر یافته عبارتند از زاویه کم فلکشن زانو، نیروی خلفی عکس‌العمل زمین و گشتاور بزرگ والگوس زانو.^[۱۳] آموزش در رابطه با تغییر در مکانیک حرکت به صورت فرود با انگشتان پا و خم کردن زانو در هنگام تماس با زمین در تکالیف همراه با فرود منجر به کاهش بار وارده بر لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود، بدون اینکه اجرا را کاهش دهد.^[۱۴]

فرود با راستای نرمال زانو، به توزیع نیروها در هنگام پذیرش بار کمک می‌کند.^[۱۵] والگوس زانو یا به داخل آمدن زانو و به خارج قرار گرفتن پا به عنوان وضعیت غالب در هنگام آسیب غیربرخوردی لیگامنت صلیبی قدامی گزارش شده است.^[۱۶] بارگیری والگوس زانو با افزایش دو درجه‌ای والگوس زانو می‌تواند با افزایش ۱۰۰٪ همراه باشد.^[۱۷]

Chaudhari و همکاران دریافتند که راستای خنثی در اندام تحتانی در هنگام فرود و افزایش انقباض عضلات آبدکتور و آداکتور قبل از فرود احتمال پارگی لیگامنت صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد.^[۱۸] همچنین در مطالعه دیگری دریافتند که راستای پویای اندام تحتانی در هنگام فرود اگر به صورت والگوس باشد، در مقایسه با راستای پویای خنثی و واروس می‌تواند خطری برای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد.^[۱۹] تغییر راستا در حد دو درجه والگوس می‌تواند آستانه آسیب را تا یک برابر وزن بدن کاهش دهد که نشان‌دهنده این امر است که آستانه آسیب چقدر به تغییرات کوچک در وضعیت خنثی حساس است.^[۲۰] گزارش شده است که در دوندگاری که پرونیشن پا دارند، زاویه آبداکشن بیشتری در زانو در فاز استانس دویدن تولید می‌شود. همچنین بر اساس نتایج این تحقیق دوندگان با قوس پایین پا در مرحله تماس اولیه چرخش خارجی بیشتری به علت پرونیشن و اورشن بیشتر از خود نشان می‌دهند.^[۲۱] لذا با توجه به اینکه صاف بودن کف پا، راستای بدن فرد را دچار تغییر می‌کند، تعادل این افراد نسبت به افراد دارای پای نرمال، نیز دچار تغییر می‌شود و آسیب‌های اندام تحتانی افزایش می‌یابد. لین و همکاران عقیده داشتند که کف پای صاف را نباید فقط مشکل راستای استاتیک مجموعه مچ پا و پا در نظر گرفت، بلکه ممکن است منجر به تغییر عملکرد دینامیک در کل اندام تحتانی شود.^[۲۲] Cote و همکارانش نشان دادند که عملکرد تعادل دینامیکی در افراد با ناهنجاری‌های کف پا، ضعیف‌تر از افراد با کف پای طبیعی است.^[۲] کاهش ارتفاع قوس طولی (افت استخوان ناوی) به وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف پای، عضلات ساق و کف پا بستگی دارد و نقش بسیار مهمی را در تعادل، اجرای توانایی‌ها و مهارت‌های حرکتی ایفا می‌کند. مشکلات زیادی از جمله درد پاشنه، بونیون، انگشت چکشی، اسپیلنت ساق پا^۳ و کمردرد^۴ ریشه در صافی کف پا دارند. فرود از جمله حرکات متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید.^[۲۳] شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات سمت تقعر کوتاه و عضلات سمت تحدب کشیده می‌شود^[۲۴] و منجر به اختلال در عملکرد طبیعی عضلات می‌شود.^[۲۴] راستای اندام تحتانی مسئول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین در فعالیت‌های توام با تحمل وزن می‌باشد. Yi-Fen و همکاران نشان دادند که تفاوتی در الگوهای حرکتی مفاصل اندام تحتانی، از جمله والگوس مفصل زانو هنگام تماس پاشنه در راه رفتن کودکان دارای کف پای صاف و سالم وجود نداشت.^[۲۵] بنابراین سوال تحقیق حاضر این است که آیا تغییر شکل کف پا بر مقدار نیروهای GRF و نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی حین فرود در هنگام حداکثر فلکشن زانو یا خیر. از آنجا که بنا بر اطلاعات نویسندگان تاکنون اطلاعات زیادی در مورد میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی حین فرود در هنگام حداکثر فلکشن زانو در افراد دارای کف پای صاف وجود ندارد، هدف از انجام این تحقیق بررسی زوایای مفاصل اندام تحتانی به عنوان ریسک‌فاکتور آسیب ACL در ورزشکاران دچار کف پای صاف با ورزشکاران سالم در حین فرود می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق نیمه تجربی حاضر به بررسی زوایای مفاصل اندام تحتانی جهت بررسی ریسک‌فاکتورهای لیگامان ACL حین فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم می‌پردازد. جامعه آماری تحقیق حاضر شامل ورزشکاران مرد (سن: ۲۳٫۸±۲٫۹ سال، وزن: ۶۶٫۹±۷٫۱ کیلوگرم، قد: ۱۷۶٫۳±۴٫۶ سانتی‌متر) می‌باشد. بر اساس معیارهای مرتبط با قلمرو تحقیق، آزمودنی‌ها به دو گروه دچار کف پای

¹ Bunion

² Hammer Toe

³ Shin Splint

⁴ Backache

صاف و دارای قوس طبیعی یا تقسیم شدند. حجم نمونه برای هر کدام از گروه‌ها با در نظر گرفتن توان $0/80$ و سطح معناداری $0/05$ و اندازه اثر متوسط $(0/6)$ ۱۰ نفر در نظر گرفته شد.

محقق بعد از انتخاب آزمودنی‌ها به روش افت ناوی، یک جلسه توجیهی برای داوطلبان گذاشت تا از نحوه انجام کار آگاه شوند، علاوه بر آن فرمی که اطلاعات فردی مربوط به هر آزمودنی شامل نام و نام خانوادگی، قد، وزن و غیره به همراه فرم رضایت‌نامه تهیه و در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت که در هنگام اجرای آزمون موارد در آن ثبت شد و با استفاده از داده‌های به دست آمده از آن، تجزیه و تحلیل آماری انجام گرفت. به منظور تعیین میزان ناهنجاری پا از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد.^[۲۶] با استفاده از روش توصیف‌شده توسط برادی^[۲۷] افتادگی استخوان ناوی مورد ارزیابی قرار گرفت. اعتبار و پایایی تست شاخص افتادگی ناوی بین متوسط تا خوب گزارش شده است.^[۲۸، ۲۹] از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند، پای خود را روی جعبه‌ای به ارتفاع چندین سانتی‌متر قرار دهد، به طوری که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه ابداکشن واداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام (قله) میج پا را در حالی که انگشت شست و اشاره در بخش قدامی استخوان نازک نی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده شد، لمس کرد. آزمودنی اندکی به میج پا حرکت اینورشن واورشن داد تا برآمدگی استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن شد که مفصل تحت قاپی در حالت معمولی قرار دارد، در این حالت پای مورد ارزیابی به استثنا وزن خود هیچ‌گونه وزن دیگری تحمل نمی‌کرد. سپس برآمدگی استخوان ناوی که در زیر و جلو قوزک داخلی قرار دارد، مشخص و علامت‌گذاری شد. با استفاده از کولیس فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که تمام وزن روی پای مورد آزمایش باشد، قرار گیرد. بدین جهت که آزمودنی بتواند در حالت ایستاده تعادل خود را حفظ کند، به او اجازه داده شد تا نوک انگشت پای دیگر را روی زمین قرار دهد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کسر گردد که عدد به دست آمده به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت شود.

فاصله برجستگی ناوی در حالت ایستاده-فاصله برجستگی ناوی در حالت نشسته=میزان افتادگی استخوان ناوی

اندازه‌گیری میزان افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام گردید و میانگین آنها به منظور طبقه‌بندی افراد به صورت آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی آنها بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، در گروه پای معمولی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه کف پای صاف قرار گرفتند. پای غالب آزمودنی‌ها جهت قرارگیری افراد در گروه‌های مختلف مورد استفاده قرار گرفت.^[۲۹، ۳۰] با توجه به استاندارد بودن، این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. ضریب پایایی آن توسط Mueller و همکاران $r=0/85$ ^[۳۰] و Hertel و همکاران $r=0/70$ گزارش شده است.^[۳۱]

ابزار گردآوری داده‌ها و شرح اجرای پژوهش بدین صورت بود که برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی از دستگاه آنالیز حرکتی سه‌بعدی (۶ دوربین) VICON استفاده شد. مارکرهای بازتابی بر روی لندمارک‌های استخوانی از روی پوست چسبانده شد. به منظور جمع‌آوری داده‌های کینتیک حرکت از دستگاه صفحه نیروی Kistler مدل Model 9260A ساخت کشور سوئیس استفاده شد. به منظور اندازه‌گیری ارتفاع قوس از روش ارتفاع ناوی استفاده شد. اعتبار و پایایی تست شاخص افتادگی ناوی بین متوسط تا خوب گزارش شده است.^[۳۲] در مرحله اول بر اساس معیارهای ورود و خروج از تحقیق آزمودنی‌ها انتخاب شدند و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، در دو گروه با قوس نرمال پا و کف پای صاف قرار گرفتند. در مرحله بعدی اطلاعات آنتروپومتریک و دموگرافیکی استاندارد مربوط به قد، وزن و سن با استفاده از قدسنج، ترازی دیجیتال و پرسش از شخص جمع‌آوری شد و در برگه‌های مخصوص ثبت شد.

تکلیفی که آزمودنی‌ها باید انجام می‌دادند شامل فرود بود. به منظور شبیه‌سازی کاهش شتابی که ورزشکاران در هنگام انجام فعالیت‌های ورزشی با آن مواجه می‌شوند، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری بر روی صفحه نیرو را انجام دهند. قبل از اجرای آزمون از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا به مدت ۵ دقیقه عمل گرم کردن را با حرکات کششی و دویدن درجا انجام دهند. به منظور دوری از اثر مربیگری بر روی اجرای طبیعی آزمودنی‌ها، هیچ‌گونه دستورالعملی در مورد تکنیک‌های صحیح و غلط فرود به آنها داده نشد، فقط به منظور آشنایی با تکالیف توضیحاتی در رابطه با نحوه اجرای تکالیف به آزمودنی‌ها داده شد. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد که بر روی مرکز صفحه نیرو فرود آیند و تعادل خود را در هنگام فرود حفظ کنند. در انجام تکلیف فرود، فرد بر روی پای غالب خود در مرکز صفحه نیرو فرود آمد. به منظور آماده شدن برای انجام تست اصلی از آزمودنی‌ها خواسته شد که ۳ تا ۵ تلاش تمرینی را اجرا کنند. به منظور کاهش اثر یادگیری به آزمودنی‌ها اجازه بیش از ۵ تلاش تمرینی داده نشد. به محض اینکه آزمودنی در انجام تکلیف احساس راحتی کرد، از وی خواسته شد تا ۵ تلاش موفق را انجام دهد. به منظور کاهش اثر خستگی سی‌ثانیه بین دو تلاش متوالی به فرد استراحت داده شد. تلاشی

به عنوان تلاش موفق در نظر گرفته شد که در آن پای غالب آزمودنی به طور کامل بر روی صفحه نیرو بود و در هنگام انجام عمل فرود، پاسچر فرد پایدار بود و فرد با پای دیگرش زمین را لمس نمی کرد، در غیر این صورت تلاش ناموفق تلقی می شد. صفحه نیرو با فرکانس ۱۲۰ هرتز و دستگاه آنالیز حرکتی با شش دوربین با فرکانس ۱۲۰ هرتز برای ثبت همزمان داده های کینماتیکی و کینماتیکی تکلیف فرود مورد استفاده قرار گرفت. جهت معادل سازی داده های مرتبط به نیرو با داده های کینماتیکی عمل نمونه گیری مجدد با استفاده از میانگین انجام شد. همه تلاش ها با پای برهنه انجام گرفت و اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی برای پای برتر ثبت شد. میانگین پنج تلاش فرد جهت تجزیه و تحلیل داده های کینماتیکی و کینماتیکی استفاده شد. مارکرهای رتورفلکسیو برای مشخص کردن و ردیابی لگن، ران، ساق و مچ پا استفاده شد. مارکرها به صورت دوطرفه بر روی اندامها قرار داده شد. لندمارک های رفلکسی بر روی سرمئاتاس های اول، دوم و پنجم، بند دوم انگشت اول، استخوان های کوبوئید و نایوکولار، قسمت خلفی پاشنه، قوزک های داخلی و خارجی مچ پا، توبرکل پروئیتال، برجستگی استخوان تیبیا، قسمت خارجی ساق و ران، اپی کندیل داخلی و خارجی فمور، تروکانتر بزرگ، خار خاصره قدامی فوقانی، خار خاصره خلفی فوقانی، کرس ت های ایلیاک و مهره شماره دو خاجی قرار گرفت.^[۳۳] قابل ذکر است که نحوه مارکرگذاری به روش مارکرگذاری Plug-in-gait تغییر یافته بود.

داده های کینماتیکی و کینماتیکی توسط فیلتر باترورث سطح چهار و با فرکانس برشی ۱۰ هرتز و ۴۰ هرتز به ترتیب هموار شد. ماتریس های چرخش مفاصل بر طبق توالی کاردان (Carden) محاسبه شد.^[۲۶] از جدول آنتروپومتریک برای محاسبه مقادیر گشتاور اینرسی و معادلات دینامیک معکوس نیوتن-اولر (Newton-Euler) جهت محاسبه مقادیر گشتاور عضلانی و در نهایت توان اندامها و مفاصل استفاده شد (معادلات شماره یک و دو).^[۲۶] تمام محاسبات با استفاده از نرم افزار متلب انجام شد.

یافته ها

به منظور نمایش داده هایی از قبیل سن، وزن، قد افراد نمونه از روش آماری توصیفی استفاده شد (جدول ۱) و پس از بررسی توصیفی، از طریق روش آماری مانوا برای مقایسه گروه ها تجزیه و تحلیل صورت گرفت. نتایج پژوهش حاضر که در حداکثر فلکشن زانو محاسبه شد، طبق جدول ۲ اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفاصل مچ پا در سه صفحه حرکتی (ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال) نشان نداد ($P>0/05$) و همچنین اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفاصل زانو در صفحه ساجیتال و هوریزنتال نشان نداد ($P>0/05$)، اما در صفحه فرونتال این اختلاف معنادار بود ($P=0/045$). در مفصل ران اختلاف معناداری را در میانگین زوایا در صفحه ساجیتال و هوریزنتال نشان نداد ($P>0/05$)، اما در صفحه فرونتال این اختلاف معنادار بود ($P=0/037$) (جدول ۲).

جدول ۱: برخی آماره های توصیفی ویژگی های فردی آزمودنی ها

انحراف استاندارد	وزن (کیلوگرم)		قد (سانتی متر)		سن (سال)	
	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد
کف پای سالم	۶۹/۱	۴/۹	۱۷۷/۸	۴/۹	۲۴/۸	۲/۷
کف پای صاف	۶۴/۷	۴/۳	۱۷۴/۷	۴/۳	۲۳/۴	۳/۱
کل	۶۶/۹	۴/۶	۱۷۶/۳	۴/۶	۲۳/۸	۲/۹

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون MANOVA

متغیر	گروه‌ها	میانگین و انحراف استاندارد	مقدار F	سطح معناداری
زاویه مفصل میچ پا در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۱۱/۷۴±۲۱/۹۹	۱/۳۷	۰/۲۵۷
	کف پای سالم	۷/۴۰±۲۳/۸۸		
زاویه مفصل میچ پا در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۶/۴۵±۱۶/۲۲	۰/۰۰۰	۰/۹۹۲
	کف پای سالم	۵/۲۰±۱۳/۹۳		
زاویه مفصل میچ پا در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۵/۲۸±۲/۲۶	۱/۱۳	۰/۳۰۲
	کف پای سالم	۴/۲۳±۴/۳۰		
زاویه مفصل زانو در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۱۱/۱۸±۴۵/۶۶	۰/۳۵	۰/۵۶۳
	کف پای سالم	۱۱/۴۹±۴۷/۰۰		
زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۵/۸۴±۵/۹۲	۳/۴۴	*۰/۰۴۵
	کف پای سالم	۰/۰۸±۵/۱۲		
زاویه مفصل زانو در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۵/۸۴±۶/۴۹	۰/۰۰۰	۰/۹۸۸
	کف پای سالم	۵/۰۵±۳/۰۱		
زاویه مفصل ران در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۶/۹۲±۳۰/۶۶	۲/۳۲	۰/۱۴۵
	کف پای سالم	۹/۳۳±۳۵/۱۱		
زاویه مفصل ران در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۲/۹۷±۴/۲۴	۳/۸۱	*۰/۰۳۷
	کف پای سالم	۴/۵۵±۰/۴۲		
زاویه مفصل ران در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۶/۸۳±۲/۴۸	۰/۹۴	۰/۳۴۶
	کف پای سالم	۱۰/۱±۱/۲۷		

*معناداری در سطح ۰/۰۵

با توجه به نتایج جدول ۲ در زوایای مفصل زانو ($p=۰/۰۴۵$) و ران ($p=۰/۰۳۷$) در صفحه فرونتال، بین دو گروه تفاوت معناداری دیده شد.

بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی در ورزشکاران دچار کف پای صاف با ورزشکاران کف پای سالم در حین فرود به منظور بررسی اثر قوس پا بر نیروهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی به عنوان ریسک فاکتورهای آسیب ACL می‌باشد. یکی از عوامل موثر در بروز آسیب، تغییر زوایای مفاصل اندام تحتانی می‌باشد که مقادیر این زوایا، با ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی تغییر می‌یابد. نتایج پژوهش حاضر بیان می‌کند که گروه کف پای صاف و کف پای سالم اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفاصل زانو و ران در صفحه فرونتال در ماکزیمم فلکشن زانو هنگام فرود نشان دادند ($P \leq ۰/۰۵$). افزایش زاویه والگوس زانو و اداکشن ران نشان‌دهنده این موضوع است که کاهش قوس طولی کف پا و در نتیجه کم شدن کارایی مفصل میچ پا در جذب شوک وارده در هنگام فرود و انتقال این نیرو به مفاصل بالاتر باعث ایجاد این تغییرات در این مفاصل و در نتیجه افزایش معنادار در والگوس زانو که خود یکی از ریسک فاکتورهای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد، می‌شود. برخی از مطالعات این موضوع را گزارش نموده‌اند. به عنوان مثال به گفته Post و همکاران عوامل بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی در زانو را می‌توان در اختلالات میچ پای تأثیرگذار بر اجزای بالاتر زنجیره حرکتی جستجو کرد.^[۳۴] ساختار و عملکرد میچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تأثیر زیادی بر روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند^[۳۵] و اولین اجزایی هستند که جذب نیرو را انجام می‌دهند.^[۳۶] در صورت کارایی این مفاصل قابلیت انجام روان و به موقع حرکات در دامنه حرکتی مورد نیاز تأمین می‌شود و می‌تواند از آسیب‌های اندام تحتانی جلوگیری کند.^[۳۹] اما تغییر در ساختار و وضعیت قوس پا، عملکرد مؤثر پا را در تأمین این دامنه حرکتی مورد نیاز تا حد زیادی محدود می‌کند.^[۳۸] استراتژی‌های فرود که در ورزش‌ها دیده می‌شود تا حدود زیادی از قبل طراحی شده است. زاویه والگوس بیشتر از ۸ درجه و گشتاور آبداکشن بیشتر از ۲۵ نیوتن متر در زانو در هنگام فرود می‌تواند آسیب لیگامنت صلیبی قدامی در زانو را پیش‌بینی کند. به منظور کاهش گشتاورهای حداکثر آبداکشن زانو، ضروری است که بزرگی نیروی عکس‌العمل زمین یا بازوی گشتاور در صفحه فرونتال کم شود. اهمیت نسبی این دو فاکتور ممکن است کاربردی در برنامه‌های پیشگیری از آسیب داشته باشد. عقیده بر این است که فرودهای نرم حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین را کاهش می‌دهد، در حالی که دوری از راستای والگوس، بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال را کاهش می‌دهد.^[۳۷] تغییر در وضعیت طبیعی قوس پا، استراتژی‌های کنترل را

در طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تاثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند احتمال آسیب را افزایش دهد. مشخص شده است که افزایش قدرت اکستریک عضلات دورکننده ران با کاهش زاویه والگوس زانو در هنگام فرود همراه است. Wang^[۳۸] و همکاران^[۳۹] کف پای صاف را یک عامل خطرزای احتمالی برای استرس فراکچر ذکر کرده‌اند. Williams و همکاران^[۲۸] و دانشمندی و همکاران^[۴۰] این طور عنوان می‌کنند که افراد با صافی کف پا دچار آسیب‌دیدگی‌هایی مانند درد زانو، تورم کشکک، استرس فراکچر در متاتارسال، خستگی زودرس و کمردرد، تمایل به ضربدری شدن زانوها و سفت شدن و پینه بستن ناحیه قوس می‌شوند.

نتایج پژوهش حاضر بیان می‌کند که گروه کف پای صاف و کف پای سالم اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفاصل اندام تحتانی در صفحات ساجیتال و هوریزنتال در ماگزیم فلکشن زانو هنگام فرود نشان ندادند که ممکن است به دلیل متفاوت بودن نوع تکلیف یا آزمودنی‌ها (ورزشکار) باشد.

نتیجه‌گیری

افزایش زاویه والگوس زانو و ابداکشن ران در اوج فلکشن زانو به عنوان یکی از فازهایی که ریسک صدمات مفاصل اندام تحتانی را افزایش می‌دهد، نشان‌دهنده ضعف عضلات سرینی در ران و چهارسرران و دوقلو می‌باشد که خود نشان‌دهنده اهمیت وضعیت این مفاصل در صفحه فرونتال بوده و می‌تواند ضرورت توجه به زوایای ایجادشده در افراد کف پای صاف را جهت پیشگیری از عوارض بعدی یادآوری کند. از طرفی دیگر، نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که تغییر در قوس کف پا و در نتیجه تغییر در راستای بدن و تغییر در راستای مفاصل مربوطه، استراتژی می‌چ پا در جذب نیروهای وارده به بدن را دچار اختلال نموده، این نیروها به مفاصل بالاتر از جمله زانو انتقال داده شده و در کنار ضعف عضلات مربوطه باعث اعمال تنش بیشتر به بافت‌های پسیو از جمله لیگامنت صلیبی قدامی گردیده و آن را در معرض خطر آسیب قرار می‌دهد. نتایج این تحقیق می‌تواند در برنامه‌ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به کف پای صاف مؤثر واقع شود، هرچند به دلیل وجود اطلاعات بسیار اندک در این حوزه مطالعاتی، برای استنتاج کلینیکی نیاز به تحقیقات بیشتر وجود دارد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس رساله دکتری بیومکانیک ورزشی آقای امید رجائیان می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام اساتید محترم و آزمایشگاه روشن که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW and Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 1999; 27(5): 585-93.
2. Cote KP and Brunet II ME, Gansneder BM, and Shultz SJ.. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 2005; 40-41.
3. Perry J and Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. New Jersey: Slack; 2010: p. 353.
4. PoilMc T G and Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports PhysTher*. 1996; 24: 309-319.
5. Chinn L and Hertel J. Rehabilitation of ankle and foot injuries in athletes. *Clin Sports Med* 2010; 29(1): 157-67.
6. Mosavi SK, Shojaedin SS and Mimar R. The Comparison of Maximum Vertical Ground Reaction Force and electromyography leg muscles during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee From different Height. 2014; 6(2): 167- 87.
7. Mothersole G. Ground reaction force profiles of specific jump-landing tasks in females: development of a systematic and progressive jump-landing model. 2013; Auckland University of Technology.
8. Nagai T, et al. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *Journal of athletic training J Athl Train*. 2013 Jan-Feb;48(1):31-8
9. Dufek JS and BT Bates. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med*. 1991 Nov;12(5):326-37.
10. Yi C-H, S-Y Park and S-H. Lee. Gender differences in knee angle on landing from a drop-jump: kinematic data in young adults. *Journal of Physical Therapy Science*. ۲۰۰۴; ۱۶(۱): p. ۵-۱
11. Hewett T E et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *The American journal of sports medicine*, ۲۰۰۵; ۳۳(۴) p: ۵۰۱-۴۹۲
12. Hewett T E et al. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. *The American journal of sports medicine*, ۱۹۹۹; ۲۷(۶): p ۶۹۹-۷۰۶
13. Griffin L Y et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries a review of the Hunt Valley II meeting, January. *The American journal of sports medicine*, ۲۰۰۶; ۳۴(۹): p. ۱۵۳۲-۱۵۱۲

14. Zhang L-Q et al. Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion—compensatory mechanism. *Gait & posture*. ۲۰۰۳; ۱۷(۱): p. ۴۲-۳۴
15. Kanamori A et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: a human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. ۲۰۰۰; ۱۶(۶): p. ۶۳۹-۶۳۳
16. Koga H et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries knee joint kinematics in ۱۰ injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۱۰; ۳۸(۱۱): p. ۲۲۲۵-۲۲۱۸
17. Kiapour A M et al. Uni-directional coupling between tibiofemoral frontal and axial plane rotation supports valgus collapse mechanism of ACL injury. *Journal of biomechanics*, ۲۰۱۵; ۴۸(۱۰): p. ۱۷۵۱-۱۷۴۵
18. Chaudhari A M and T P Andriacchi. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *Journal of biomechanics*. ۲۰۰۶; ۳۹(۲): p. ۳۳۸-۳۳۰
19. Chaudhari A M et al. The effects of dynamic limb alignment on knee moments during single limb landing: Implications for the analysis of the non-contact injury to the anterior cruciate ligament. in ۲۰۰۳ Summer Bioengineering Conference .۲۰۰۳
20. Cho J-H et al. Analysis of injury mechanism on ankle and knee during drop landings according to landing directions. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. ۲۰۱۰; ۲۰(۱): ۳۳-۶۷
21. Akbari H et al. Does Pronated Foot Predispose the Females to Risk of Anterior Cruciate Ligament injury. *International Journal of Sport Studies*. ۲۰۱۳; ۳
22. Lin C J, Lai K A, Kuan T S and Chou Y L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of pediatric orthopedics*, 2001; (21): 378-382.
23. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN and Zinder SM. Hamstring's stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of Athletic Training* 2013; 48(6): 764- 72.
24. Nashner LM, Black FO and Wall CIII. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience*. 1982; (2): 536-544.
25. Yi-Fen Shih, Chao-Yin Chen, Wen-Yin Chen and Hsiu-Chen Lin. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. 2012; 13(31).
26. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons; 2009.
27. Brody D M. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am*. 1982; (13):541-558.
28. Williams D S and Mc Clay I S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal Arch:reliability and validity. *Phys Ther*. 2000; (80): 864-871.
29. Kramer LC. The relationship of lower extremity malalignments in college students with a history of ACL injury. Thesis:Doctor of philosophy.The penn Sylvania state university, college of Health and Human Development. 2004; 35-36.
30. Mueller M J and KS Maluf. Tissue adaptation to physical stress: a proposed “Physical Stress Theory” to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical therapy*. ۲۰۰۲; ۸۲(۴): ۴۰۳-۳۸۳.
31. Hertel J, J H Dorfman and R A Braham. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *J Sports Sci Med*. ۲۰۰۴; ۳(۴): ۳۲۵-۳۲۰
32. Williams D S, Mc C lay I S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal Arch: reliability and validity. *Phys Ther*.2000; 80:864-871.
33. Association G. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent* 2014; 81(3): 14.
34. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. *Clin Sports Med* 2002;21(3): 521-46.
35. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*. 1996; 29(9):1223-30.
36. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. 2000; (4): 293-6.
37. Gokeler A et al. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* ۲۰۱۰; ۲۰(۱): ۱۲-۱۹.
38. Chen S, W H Hong and C Lu. Effects Of Different Landing Strategies To Decrease Knee Joint Loading, in ۴th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, ۲۰۰۸; Springer.
39. Wang X, Wang PS, Zhou W. Risk factors of military training-related injuries in recruits of Chinese People's Armed Police Forces. *Chin J Traumatol* 2003; 6(1): 12-7.
40. Daneshmandi H, Alizadeh MH, Gharekhanloo R. *Corrective exercise & Therapy*. 1st ed. Tehran: Samt Publication; 2004. p. 87-118. [In Persian].