

Comparison of Single-Leg Drop Landing Motor Control Strategies from Biomechanical Data between Young Athletes with Normal and Flatfeet

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

1. Physical Education, Islamic University of Bandar Anzali, Anzali, Iran

2. Assistant Professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran

3. Assistant Professor Department of Biomechanic and Sport Injury/ School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

4. Sport biomechanics, Department of Sport Sciences, School of education and psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran

Received: 2020.January.24

Revised: 2020.April.11

Accepted: 2020.April.13

Published Online: 2020.April.20

ABSTRACT

Background and Aims: Knowing the changes of motor control strategies during landing provide well understanding to preventing knee injuries in people with flatfeet. Hence, the purpose of the present study was to compare the motor control strategies using lower limb joints power in different phases of single leg drop landing between athletes with flatfeet and normal foot.

Materials and Methods: A total of 10 individuals were randomly selected from among athletes with flatfeet and 10 were randomly selected from among athletes with normal foot. Lower limb joints power in three motion plates was recorded according to data from kinematic and kinetic motion analysis and force plate. Data was analyzed using Matlab and SPSS softwares and running independent t-test ($p < 0/05$).

Results: There was a significant difference in knee power in sagittal plane ($P=0/003$) in initial contact phase (IC), knee power in sagittal plane ($P=0/0001$), and Thigh power in horizontal plane ($P=0/05$) in pick of knee flexion, Thigh power in sagittal plane ($P=0/022$) in pick of ground reaction force between flat foot and a normal foot. However, there was no significant difference in joints in the other phases and plates between the two groups.

Conclusion: The results of our study showed that significant differences were observed in Knee and Hip powers in sagittal plane in three phases, which shows the impact transference to the upper joints from incapability in lower joints in flatfeet people. This could be a major factor for foot injuries in the individuals with flat foot. The results of the current study can help better organizing a rehabilitation program and activities for those with flatfeet.

Keywords: Joint power; Flatfoot; Single-leg drop landing

How to cite this article: Rajaeian, O., Khaleghi, & M., Eftekhari, F. Comparison of Single-leg drop landing motor control strategies from biomechanical data between young Athletes with normal and flatfeet. *J Rehab Med.* 2021, 9(4); 207-215.

*Corresponding Author: Omid Rajaeian. Physical Education, Department of Physical Education, University of Kharazmi, Tehran, Iran.

Email: Rajaeian@iaubanz.ac.ir

مقایسه استراتژی‌های کنترل حرکتی با استفاده از توان مفاصل اندام تحتانی در مراحل مختلف فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم

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

۱. گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بندرانزلی، بندر انزلی، ایران
۲. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، بخش علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۵

بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۳

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۱۱/۰۴

چکیده

مقدمه و اهداف: دانش تغییرات استراتژی‌های کنترل حرکتی در هنگام فرود، بینش خوبی برای پیشگیری از بروز آسیب‌های زانو در افراد دارای کف پای صاف خواهد داد؛ لذا هدف تحقیق حاضر، مقایسه استراتژی‌های کنترل حرکتی با استفاده از توان مفاصل اندام تحتانی در مراحل مختلف فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم بود.

مواد و روش‌ها: در تحقیق حاضر، از میان ورزشکاران مرد فوتسالیست، ۱۰ نفر دارای کف پای صاف و ۱۰ نفر دارای کف پای نرمال به صورت تصادفی ساده انتخاب شدند. اندازه توان مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه حرکتی بر اساس داده‌های کینماتیکی و کینتیکی به دست آمده از دستگاه تحلیل حرکتی و صفحه نیرو ثبت گردید و تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب و SPSS و با روش آماری تی مستقل انجام شد ($p < 0/05$).

یافته‌ها: نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تفاوت معناداری بین دو گروه در اندازه توان مفصل زانو ($p = 0/003$) در صفحه ساجیتال در مرحله تماس اولیه، توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال ($p = 0/001$) و ران ($p = 0/05$) در صفحه هوریزنتال در مرحله اوج خم شدن زانو و توان مفصل ران ($p = 0/022$) در صفحه ساجیتال در مرحله اوج نیروی عکس‌العمل زمین دیده شد، اما تفاوت معناداری بین دو گروه در اندازه توان مفاصل در دیگر مراحل و صفحات در مفاصل دیده نشد.

نتیجه‌گیری: نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که در سه مرحله مورد بررسی در صفحه ساجیتال در زانو و ران اختلاف معنادار شد که نشان می‌دهد در افراد کف پای صاف، مفاصل پایینتر با عدم کارایی خود ضربه را به مفاصل بالاتر انتقال می‌دهند که این خود می‌تواند عامل مهمی جهت بروز آسیب در پا و اندام‌های بالاتر در این افراد شود. نتایج این تحقیق می‌تواند در برنامه‌ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به کف پای صاف مؤثر واقع شود.

واژه‌های کلیدی: توان مفصل؛ کف پای صاف؛ فرود تک‌پا

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

آدرس ایمیل: Rajaecian@iaubanz.ac.ir

مقدمه و اهداف

کودکان دارای کف پای صاف و سالم وجود نداشت.^[۷] ویلیامز و همکاران^[۸] و دانشمندی و همکاران^[۹] این‌طور عنوان می‌کنند که افراد با صافی کف پا دچار آسیب-دیدگی‌هایی مانند درد زانو، تورم کشکک، استرس فراکچر در متاتارسال، خستگی زودرس و کم‌درد، تمایل به ضربداری شدن زانوها و سفت شدن و پینه بستن ناحیه قوس می‌شوند و افراد با کف پای گود خطر احتمال ابتلا به التهاب نیام کف پای، اسپرین جانب خارجی مچ پا، سندروم اصطکاک باند خاصه‌ای درشت‌نی، تمایل به پرانرژی شدن زانوها و چنگالی شدن انگشتان را دارند؛ لذا ممکن است که این تغییرشکل‌ها روی توانایی‌ها و اجرای مهارت‌های حرکتی اثر سوپی نداشته باشد، اما تأثیرات احتمالی آن‌ها روی ساختار اسکلتی-عضلانی و آسیب‌دیدگی‌هایی را که به همراه خواهد داشت، نمی‌توان نادیده گرفت. ساختار و عملکرد مچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تأثیر زیادی روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند^[۱۰] و اولین اجزایی هستند که جذب نیرو را انجام می‌دهند.^[۱۱] در صورت کارایی این مفاصل قابلیت انجام روان و به‌موقع حرکات در دامنه حرکتی مورد نیاز تأمین می‌شود و می‌تواند از آسیب‌های اندام تحتانی جلوگیری کند^[۱۲]، اما تغییر در ساختار و وضعیت قوس پا، عملکرد مؤثر پا را در تأمین این دامنه حرکتی مورد نیاز تا حد زیادی مخدوش می‌کند.^[۸]

در هنگام فرود، به منظور کاهش و کنترل گشتاور رو به پایین، مفاصل اندام تحتانی مجبور به مقداری فلکشن هستند. حداکثر زاویه فلکشن زانو بیشتر یا کمتر از ۹۰ درجه به‌طور سنتی به‌ترتیب تکنیک فرود نرم^۱ یا فرود سخت^۲ نامیده شده‌اند. دو مورد از استراتژی‌های عمده در ناحیه پا که توسط ورزشکاران بر اساس نیاز رشته ورزشی و ترجیح‌شان از آن استفاده می‌کنند عبارتند از استراتژی قسمت عقبی پا^۳ و استراتژی قسمت جلویی پا^۴. استراتژی قسمت خلفی پا بیشتر در دوییدن‌های با سرعت متوسط شایع است و گفته شده است که در مقایسه با فرود با پای صاف روش بهتری برای پخش نیروهای فرود است. استراتژی قسمت جلویی پا که به آن تکنیک پرش-فرود واقعی گفته می‌شود، در پرش-فرودها شایع‌تر است. این تکنیک فرود که به آن تکنیک سنتی نیز گفته می‌شود در ورزش‌هایی مانند بسکتبال و والیبال خیلی شایع است و روش خیلی مهمی برای فرود در نظر گرفته شده است. این ممکن است به این دلیل باشد که فرودهایی که ابتدا با قسمت جلویی پا انجام می‌شوند، درجه بیشتری از فلکشن زانو را نشان داده که به زانو اجازه می‌دهد تا انرژی را در بازه زمانی بیشتری جذب

توانایی حفظ تعادل بدن، عامل مهم و ضروری در انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی می‌باشد.^[۱] در وضعیت ایستاده، پا به‌عنوان اولین عضو بدن که با محیط اطراف در تماس است، نقشی اساسی در کنترل پاسچر و شناسایی عملکرد اندام تحتانی بدن دارد.^[۲، ۳] از آنجا که تعادل در حالت ایستاده در زنجیره‌ی حرکتی بسته حفظ می‌شود و به بازخورد ادغام‌شده‌ی حرکات مفاصل لگن، زانو و مچ پا متکی است، تعادل ممکن است در اثر اختلال در اطلاعات حسی یا اختلال در قدرت و استحکام مکانیکی هر یک از مفاصل یا ساختار متعلق به اندام تحتانی مختل شود. همچنین با توجه به اینکه پا پایین-ترین قسمت این زنجیره را تشکیل می‌دهد، به نظر می‌رسد تغییرات بیومکانیکی کوچک در محدوده‌ی سطح اتکا ممکن است تعادل را تحت تأثیر قرار دهد.^[۱]

با توجه به اینکه صاف بودن کف پا، حالت راه رفتن فرد را دچار تغییر می‌کند، به نظر می‌رسد تعادل این افراد نسبت به افراد دارای پای نرمال نیز دچار تغییر شود و به همان نسبت بدن از حالت طبیعی خود خارج شده و آسیب‌های ناشی از این برهم خوردن ساختار بیومکانیکی پا افزایش یابد. 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.^[۴] کوه و همکارانش نشان دادند که عملکرد تعادل دینامیکی در افراد با ناهنجاری‌های کف پا ضعیف-تر 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 و کم‌درد 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.^[۵]

در حرکت پرش-فرود، مرحله فرود نسبت به مرحله پرش به‌مراتب فشار بیشتری وارد می‌کند.^[۵] 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 می‌شوند و منجر به اختلال در عملکرد طبیعی عضلات می‌شود.^[۶] راستای اندام تحتانی مسئول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین در فعالیت‌های توام با تحمل وزن می‌باشد. ئی فن شی و همکاران نشان دادند که تفاوتی در الگوهای حرکتی مفاصل اندام تحتانی از جمله والگوس مفصل زانو هنگام تماس پاشنه در راه رفتن

³ Rearfoot Strategy

⁴ Forefoot Strategy

¹ Soft Landing

² Hard Landing

سپس عدد ثبت شده در حالت ایستاده از عدد ثبت شده در حالت نشسته کم گردد تا میزان افت ناوی به دست آید.

روش اجرا: 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 آنترپومتریکی و دموگرافیکی استاندارد مربوط به قد، وزن و سن با استفاده از قدسنج، ترازوی دیجیتال و پرسش از شخص جمع‌آوری شده و در برگه‌های مخصوص ثبت شد.

پروتکل فرود تک‌پا: به منظور رعایت اصول اخلاقی و برای اطمینان از مضر نبودن فرود تک‌پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری برای افراد دارای کف پای صاف پیش از اجرای هر گونه آزمونی با متخصص طب ورزشی در این مورد مشورت به عمل آمد. پیش از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۱ تا ۳ دقیقه به انجام حرکات کششی پرداخت و ۳ تا ۵ بار به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک‌پا را انجام داده و پیش از شروع آزمون‌های اصلی به مدت ۵ دقیقه استراحت نمود. روش اجرای آزمون به این صورت بود که آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار گرفت، سپس درحالی که پاها برهنه بود با پای برتر از سکو به مرکز صفحه نیرو فرود آمد. پای برتر پای تعریف شده است که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد. آزمودنی‌ها صرفاً عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را درحالی که در سرتاسر تمرین دستشان روی لگن باشد، حفظ کردند. سه فرود قابل قبول ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس پنجه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانو بیش از ۹۰ درجه است.^[۶] با مشاهده محور عمودی داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین از روی مانیتور مشخص می‌شد که آزمودنی با کف پا فرود آمده یا فرود پنجه-پاشنه را انجام داده است. در صورتی که آزمودنی بعد از فرود تعادل خود را از دست می‌داد، بعد از یک دقیقه استراحت آزمون دوباره تکرار می‌شد.

توان: حاصلضرب گشتاور در سرعت زاویه‌ای مفصل بیانگر توان مفصلی می‌باشد.

$$M_j = M_{Fy} + M_{Fx} + M_w + M_{Fz} = I_s * \alpha + \frac{M_{\text{max}}}{\text{ms}}$$

M_j = گشتاور مفصل

$$M_{Fy} = F_y * d_x$$

بازوی گشتاور * نیروی خلفی عکس‌العمل زمین =

$$M_{Fx} = F_x * d_y =$$

بازوی گشتاور * نیروی داخلی خارجی عکس‌العمل زمین

$$M_w = W * d_w = \text{وزن بدن} * \text{بازوی گشتاور}$$

$$P = M * W$$

با اطلاعات به دست آمده از دستگاه‌های مذکور و روش‌های فوق و با استفاده از نرم‌افزار اکسل، داده‌های مربوط به زوایا و توان مفاصل اندام تحتانی محاسبه شد. به منظور توصیف دو گروه از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها و اطلاعات خام از آمار استنباطی

کند یا اینکه جذب انرژی و کاهش شوک توسط عضلات اطراف مفصل مچ پا را افزایش می‌دهند.^[۱۳]

با توجه به انجام تحقیقات محدود در خصوص تأثیر دفورمیتی صافی کف پا بر استراتژی کنترل حرکتی اندام تحتانی در هنگام فرود، هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه استراتژی‌های کنترل حرکتی با استفاده از توان مفاصل اندام تحتانی در سه زمان تماس اولیه، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و حداکثر فلکشن زانو^[۱۴] در فرود تک‌پای ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق نیمه تجربی حاضر به بررسی استراتژی‌های کنترل حرکتی با استفاده از داده‌های بیومکانیکی حین فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم می‌پردازد. جامعه آماری تحقیق حاضر، شامل ورزشکاران مرد (سن: ۲۴/۸±۱/۷ سال، وزن: ۶۶/۹±۷ کیلوگرم، قد: ۱۷۶/۴±۳/۶ سانتی‌متر) می‌باشد. بر اساس معیارهای مرتبط با قلمرو تحقیق، آزمودنی‌ها به دو گروه دارای کف پای صاف و دارای قوس طبیعی پا تقسیم شدند. حجم نمونه برای هر کدام از گروه‌ها با در نظر گرفتن توان ۰/۸۰ و سطح معناداری ۰/۰۵ و اندازه اثر متوسط ۰/۶ و بر اساس نرم‌افزار Gpower، ۱۰ نفر در نظر گرفته می‌شود.

ابزار جمع‌آوری اطلاعات

قد، وزن و سن آزمودنی‌ها با استفاده از قدسنج، ترازوی دیجیتال و پرسش از شخص، جمع‌آوری شده و در برگه‌های مخصوص ثبت شد.

برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی از دستگاه آنالیز حرکتی سه‌بعدی (6 دوربین) VICON ساخت کشور سوئیس استفاده شده است. مارکرهای بازتابی بر روی لندهمارک‌های استخوانی از روی پوست چسبانده شد. دستگاه آنالیز حرکتی با فرکانس ۱۲۰ هرتز برای ثبت داده‌های کینماتیکی تکلیف فرود مورد استفاده قرار گرفت. نحوه مارکرگذاری به روش مارکرگذاری Customized Plug-in Gait بود.^[۳]

به منظور جمع‌آوری داده‌های کینتیک حرکت از دستگاه صفحه نیروی Kistler مدل 9260A در ابعاد ۴۰*۶۰ سانتی‌متر و ساخت کشور سوئیس استفاده شد. صفحه‌ی نیرو با فرکانس ۱۲۰۰ هرتز برای ثبت داده‌های کینتیک تکلیف فرود مورد استفاده قرار گرفتند.

اندازه‌گیری ارتفاع قوس کف پا از طریق میزان افت ناوی: افت ناوی و ارتفاع ناوی در حالت بدون تحمل وزن با استفاده از روش برودی اندازه‌گیری شد.^[۱۱] در این روش فرد باید به صورت پابرنه روی دو پا روی یک سطح سخت بایستد، برجستگی ناوی مشخص شود و ارتفاع عمودی آن از سطح مشخص شده و ثبت گردد. سپس فرد بر روی صندلی بنشیند و درحالی که وزنی روی پای وی نیست، همین مراحل تکرار شده و ارتفاع ناوی به صورت عمودی از زمین در حالت بدون وزن ثبت گردد.

نرم‌افزار Excel انجام شد. در نهایت برای بحث و بررسی نتایج به دست آمده، از توان‌های مفاصل مچ پا، زانو و ران از برنامه متلب استفاده شد.

نتایج

به منظور نمایش داده‌هایی از قبیل سن، وزن، قد افراد نمونه از روش آماری توصیفی استفاده شد (جدول ۱) و پس از بررسی توصیفی، از طریق روش آماری تحلیل واریانس برای مقایسه گروه‌ها تجزیه و تحلیل انجام شد.

به منظور مقایسه میانگین توان مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه حرکتی و در سه مرحله تماس اولیه پا، اوج فلکشن زانو اوج نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک‌پای مردان دارای کف پای صاف و نرمال از آزمون آماری MANOVA استفاده شد که در جداول زیر این آمار مربوط به توان مفاصل اندام تحتانی دو گروه در سه صفحه حرکتی و در سه مرحله فرود تک‌پا آورده شده است.



استفاده شده است. با توجه به اینکه آزمون کولموگروف-اسمیرنوف نشان داد که پراکندگی تمام فاکتورها از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند؛ بنابراین از آزمون‌های پارامتری جهت تحلیل داده‌ها استفاده گردید. برای بررسی اختلاف بین دو گروه از آزمون آماری MANOVA استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل‌های آماری توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ و رسم نمودارها توسط

جدول ۱. برخی آماره‌های توصیفی ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)		سن (سال)		میانگین	انحراف استاندارد
	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد		
۷/۵	۶۹/۱	۴/۹	۱۷۷/۸	۲/۷	۲۴/۸	کف پای سالم
۶/۷	۶۴/۷	۴/۳	۱۷۴/۷	۳/۱	۲۳/۴	کف پای صاف
۷/۱	۶۶/۹	۴/۶	۱۷۶/۳	۲/۹	۲۳/۸	کل

جدول ۲. توان مفاصل اندام تحتانی در مرحله تماس اولیه

متغیر (توان مفاصل بر حسب وات)	گروه‌ها	میانگین و انحراف استاندارد	مقدار F	سطح معناداری
توان مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۰/۰۸۵±۰/۲۱۶	۰/۸۷۲	۰/۳۶۳
	کف پای سالم	۰/۰۸۵±۰/۱۰۳		
توان مفصل مچ پا در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۰۰۶±۰/۰۰۰	۰/۱۸۱	۰/۶۷۵
	کف پای سالم	۰/۰۰۶±۰/۰۰۴		
توان مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۱۷±۰/۰۱۱	۰/۰۰۰	۰/۹۸۲
	کف پای سالم	۰/۰۱۸±۰/۰۱۲		
توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۰/۱۵۶±۰/۸۴۹	۱۱/۴۶۳	* ۰/۰۰۳
	کف پای سالم	۰/۱۵۶ ± ۰/۱۰۳		
توان مفصل زانو در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۰۰۹±۰/۰۳۰	۰/۴۳۷	۰/۵۱۷
	کف پای سالم	۰/۰۰۹±۰/۰۲۲		
توان مفصل زانو در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۲۶±۰/۰۱۹	۰/۱۹۲	۰/۶۶۶
	کف پای سالم	۰/۰۲۶±۰/۰۰۳		
توان مفصل ران در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۰/۱۵۲±۰/۲۳۲	۲/۵۷۴	۰/۱۲۶
	کف پای سالم	۰/۱۵۲±۰/۱۱۳		
توان مفصل ران در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۰۱۵±۰/۰۲۶	۰/۴۵۶	۰/۵۰۸
	کف پای سالم	۰/۰۱۵±۰/۰۴۰		
توان مفصل ران در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۳۹±۰/۰۶۳	۰/۰۴۴	۰/۸۳۶
	کف پای سالم	۰/۰۳۹±۰/۰۵۲		

جدول ۳. توان مفاصل اندام تحتانی در مرحله اوج خم شدن زانو

متغیر (توان مفاصل بر حسب وات)	گروه‌ها	میانگین و انحراف استاندارد	مقدار F	سطح معنادارای
توان مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۱/۷۶±۱/۹۴	۰/۳۵۹	۰/۵۵۶
	کف پای سالم	۱/۶۵±۰/۲۴		
توان مفصل مچ پا در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۶۶±۰/۰۱۲	۰/۱۴۴	۰/۷۰۹
	کف پای سالم	۰/۱۱±۰/۰۰۳		
توان مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۲۷±۰/۰۱۲	۲/۴۵	۰/۱۳۵
	کف پای سالم	۰/۰۱۲±۰/۰۰۳		
توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۰/۰۲±۰/۰۴۳	۱۸/۱۳	*۰/۰۰۰
	کف پای سالم	۰/۰۱۲±۰/۰۱۲		
توان مفصل زانو در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۲۱±۰/۱۲	۳/۱۶	۰/۰۹۲
	کف پای سالم	۰/۳۲±۰/۰۰۹		
توان مفصل زانو در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۶۹±۰/۰۰۹	۰/۴۳۸	۰/۵۱۶
	کف پای سالم	۰/۰۸۶±۰/۰۱۴		
توان مفصل ران در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۲/۴±۱/۶۲	۰/۲۱۶	۰/۶۴۸
	کف پای سالم	۱/۴۶±۱/۲۱		
توان مفصل ران در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۲۹±۰/۲۹	۰/۳۳۱	۰/۵۷۲
	کف پای سالم	۰/۴۹±۰/۱۹		
توان مفصل ران در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۰۳۷±۰/۱۳	۴/۱	*۰/۰۰۵
	کف پای سالم	۰/۰۵۴±۰/۰۰۹		

جدول ۴. توان مفاصل اندام تحتانی در مرحله اوج نیروی عکس‌العمل زمین

متغیر (توان مفاصل بر حسب وات)	گروه‌ها	میانگین و انحراف استاندارد	مقدار F	سطح معنادارای
توان مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۱۳/۲۷±۳۰/۳۱	۰/۵۷۴	۰/۴۵۹
	کف پای سالم	۱۳/۷۸±۳۴/۸۹		
توان مفصل مچ پا در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۴۷±۰/۱۳	۰/۳۶	۰/۵۵۶
	کف پای سالم	۰/۶۹±۰/۲۹		
توان مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۵۴±۰/۲۵	۰/۷۸۶	۰/۳۸۷
	کف پای سالم	۰/۱۹±۰/۰۰۹		
توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۲۱/۵۲±۳۸/۱۳	۱/۸۸۷	۰/۱۸۶
	کف پای سالم	۱۹/۹۹±۲۵/۳۷		
توان مفصل زانو در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۰/۳±۰/۰۱	۰/۵۸۸	۰/۴۵۳
	کف پای سالم	۱/۱±۰/۲۷		
توان مفصل زانو در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۰/۶۲±۰/۲۲	۰/۰۱۲	۰/۹۱۵
	کف پای سالم	۰/۴۴±۰/۱۹		
توان مفصل ران در صفحه ساجیتال	کف پای صاف	۱۶/۹۸±۱۵/۵۲	۶/۲۳۲	*۰/۰۲۲
	کف پای سالم	۹/۰۴±۰/۳۴		
توان مفصل ران در صفحه فرونتال	کف پای صاف	۲/۸۵±۱/۲۶	۰/۰۴۷	۰/۸۳۱
	کف پای سالم	۴/۶۳±۱/۶۴		
توان مفصل ران در صفحه هوریزنتال	کف پای صاف	۱/۳۸±۰/۴۶	۰/۸۶۴	۰/۳۶۵
	کف پای سالم	۲/۶۲±۱/۳۳		

دارای کف پای صاف و سالم تفاوت معنادارای دیده شد، اما در مفاصل و صفحات حرکتی دیگر بین دو گروه ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم تفاوت معنادارای دیده نشد.

با توجه به نتایج جداول فوق نتایج آزمون آماری نشان داد که توان مفصل زانو ($p=0/003$) در صفحه ساجیتال، توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال ($p=0/001$) و ران ($p=0/005$) در صفحه هوریزنتال و توان مفصل ران

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه استراتژی‌های کنترل حرکتی با استفاده از توان مفاصل اندام تحتانی در مراحل مختلف فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف و سالم می‌باشد. پا اولین لینک در زنجیره کینماتیکی است و نقش حیاتی در توزیع توان در اندام‌های تحتانی ایفا می‌کند. از طرفی دیگر، فرود از جمله حرکات متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید.^[۱۵] در حرکت پرش-فرود، مرحله فرود نسبت به مرحله پرش به مراتب فشار بیش تری وارد می‌کند.^[۱۵] شواهد حاکی از آن است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات سمت تقعر کوتاه و عضلات سمت تحدب کشیده می‌شود.^[۱۵] و منجر به اختلال در عملکرد طبیعی عضلات می‌شود.^[۱۵] کینماتیک و کینتیک استراتژی‌های فرود مختلف ممکن است با وقوع آسیب در ارتباط باشد. دیویتا^۱ و همکاران تغییر در مشارکت نسبی مفاصل ران، زانو و مچ پا در جذب انرژی بین استایل فرود نرم و سخت را نشان داده و تعیین کردند که ران، زانو و مچ پا به ترتیب ۲۵، ۳۷ و ۳۷ درصد از کل انرژی را جذب می‌کنند. زمانی که آزمودنی‌ها به صورت آگاهانه دامنه حرکت را به منظور فرود سخت کاهش می‌دهند، نسبت مشارکت مفاصل ران، زانو و مچ پا به ترتیب به ۲۰، ۳۰ و ۵۰٪ تغییر می‌کند.^[۱۶]

چندین تحقیق در رابطه با استراتژی‌های فرود و تعامل آن‌ها با لیگامنت صلیبی قدامی انجام شده است. ستونگی و همکاران استراتژی‌های فرود جبرانی^۲ در افرادی که بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی را انجام داده‌اند را به صورت کاهش در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین گزارش کرده‌اند.^[۱۷] گوکلر و همکاران نیز تفاوت در استراتژی فرود در افرادی که بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی را انجام داده‌اند^[۱۸]، بررسی کردند؛ شواهدی وجود دارد که نیازهای مکانیکال یک تکلیف فرود با متنوع شدن ارتفاع، فاصله، اهداف (مانند گرفتن یک توپ)، و روش فرود (یک‌طرفه یا دوطرفه) تغییر می‌کند و منجر به این می‌شود که شرکت‌کنندگان از الگوهای فرود متفاوتی استفاده کنند.^[۱۹، ۲۰]

شوکی که در نتیجه فرود آمدن در بدن تولید می‌شود، به وسیله ساختارهای و مکانیسم‌های موجود در بدن ضعیف می‌شود که در این رابطه می‌توان نقش تعدیل‌کننده استخوان، مایع سینوویال، غضروف، بافت‌های نرم، کینماتیک مفصل و فعالیت عضلات را نام برد.^[۲۱] وضعیت خنثی، سوپینیشن و پرونییشن وضعیت‌های مختلف پا هستند. پرونییشن پا می‌تواند چرخش داخلی در تیبیا ایجاد کند که خود می‌تواند

مفصل زانو را متاثر سازد و ممکن است در ایجاد والگوس زانو نیز دخیل باشد.^[۲۲] وضعیت پرونییشن در پا ممکن است پیچش در لگن ایجاد کند. اعمال نیروهای بزرگتر به بدن به تغییرات کینماتیکی بزرگتر در پا، زانو و ران منجر می‌شود.^[۲۳] در تئوری تسهیل صفحه ساجیتال^۳، از تحلیل شست محدود^۴ به عنوان پاتومکانیک عملکردی پا، با در نظر گرفتن این حقیقت که شست نمی‌تواند به‌طور کامل حرکت دورسی فلکشن مورد نیاز برای رسیدن به پروپالشن^۵ را فراهم کند، شروع شد. حرکت دورسی فلکشن شست بیش از ۲۵ تا ۳۰ درجه نمی‌تواند بدون همراهی حرکت پلاننار فلکشن متاتارس اول انجام شود. این ناتوانی عملکردی در انجام وظایف به وقوع حرکات جبرانی منجر می‌شود که با پاتولوژی‌هایی مانند کف پای صاف همراه است.^[۲۴] از طرفی دیگر، سیستم آشیل-پاشنه-پلاننار^۶ بیان می‌کند که ساختارهای تاندون آشیل و فاشیای کف پای را به یک واحد عملکردی مستقل مرتبط می‌سازد. این سیستم ارتباط عملکردی بین تاندون آشیل و فاشیای کف پای و فلکسورهای کوتاه پا را به وسیله سیستم ترابکولار خلفی پاشنه توصیف می‌کند. استخوان پاشنه با متصل ساختن تاندون آشیل و آپونوروز کف پای و عضلات کوتاه کف پا نقشی به مانند استخوان سزاموئید کشکک ایفا می‌کند که به تاندون کشکی وصل است.^[۲۵] ممکن است انسان استراتژی‌های فرودش را تغییر دهد تا از ضربه‌های بالاتر در مفاصل جلوگیری کند مانند افزایش میزان فلکشن در زانو.^[۲۶] تکنیک فرود به‌کاربرده شده در پژوهش حاضر به صورت ترجیحی می‌باشد.

با توجه به نتایج تحقیق حاضر، توان‌های مفاصل در افراد دارای کف پای صاف نشان از اغتشاشات متوالی در مفصل مچ پا و ضعف کوپل عضلات پلاننار فلکسور-دورسی فلکسور در ایجاد تعادل می‌باشد. نمودار توان‌های مفصل زانو در افراد دارای کف پای صاف حاکی از فعالیت درون‌گرا اما ناکافی عضلات اکستنسور زانو می‌باشد که باعث طولانی شدن زمان رسیدن به تعادل می‌شود. همچنین بر اساس مفهوم واحد پاشنه-پا^۷ که بیان می‌کند پا به صورت افقی تقسیم می‌شود و واحد پاشنه-پا شامل تمام پا بدون تالوس می‌شود، در ناهنجاری کف پای صاف واحد پاشنه-پا از تابیدگی خارج می‌شود، به طوری که قسمت جلویی پا به حالت سوپینیشن می‌رود و قسمت خلفی پا به پرونییشن می‌رود، همراه با والگوس پاشنه چرخش داخلی در واحد تالوتیبیوفیبولار^۸ ایجاد می‌شود. چرخش خارجی پا تالوس را به آبداکشن و دورسی فلکشن می‌برد که باعث ناپدید شدن والگوس پاشنه و آشکار شدن مجدد قوس داخلی پا می‌شود.^[۲۷]

⁴ Propulsion

⁵ Achilles-calcaneus-plantar System

¹ Calcaneopedal Unit Concept

² Talotibiofibularunit

¹ Devita

¹ Compensatory Landing Strategies

² Sagittal Plane Facilitation Theory

³ Hallux Limitus

عضلات اکستنسور زانو به همراه پلانتر فلکسورهای مچ پا (Couple E-P) که یکی از مهم‌ترین ریسک‌فاکتورهای کشش ACL می‌باشد را ایجاد کرده و افراد دارای کف پای صاف را مستعد آسیب‌های مختلفی از جمله کشش لیگامنت صلیبی قدامی می‌کند. علی‌رغم اینکه اهمیت تولید توان در افراد دارای کف پای صاف مورد تأکید است، اما مطالعات اندکی، انرژی و توان مکانیکی مفاصل را مورد آزمون قرار داده‌اند.^[۳۰-۳۱] نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق یوسفی و همکاران همخوانی دارد که به این نتیجه رسیده بودند انرژی مصرفی در مفصل ران افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی بالاتر از افراد سالم است و این می‌تواند به این معنا باشد که افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی به منظور حفظ کنترل پاسچر از استراتژی مفصل ران بهره می‌جویند، برخلاف افراد سالم که استراتژی غالب در آن‌ها استراتژی مچ پا می‌باشد.^[۳۲] مصرف انرژی مکانیکی مچ پا و زانو در حین فرود به‌عنوان یک مشخصه خوب ضعف مچ پا و زانو می‌باشد. نتایج این پژوهش می‌تواند ضرورت توجه به توان‌های ایجادشده در افراد دارای کف پای صاف را جهت پیشگیری از عوارض بعدی یادآوری کند. 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 به راهنمایی آقای دکتر مهدی خالقی تازجی می‌باشد؛ بدین‌وسیله از تمام اساتید محترم که در انجام این تحقیق، ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

در مورد حرکت فرود در بیومکانیک ورزشی بر اساس تئوری بیان‌شده توسط کوگ، بدن از یک‌سری مفاصل تشکیل شده است که نقش آنها تناوبی از پایداری و تحرک است. زمانی که یکی از این مفاصل در انجام هدفش ناقص عمل کند، مفاصل نزدیک به منظور انجام موفقیت‌آمیز تکلیف در دست اجرا عمل جبران را انجام می‌دهند. در بیشتر موارد، همان‌طور که تحقیق حاضر نشان داد مفصل پروگزیمال به مفصل معیوب بیشترین مقدار جبران را از خود نشان می‌دهد، ولی ممکن است این جبران به‌صورت چندمفصلی^۱ صورت پذیرد.^[۲۸] همان‌طور که در تحقیق حاضر تفاوت‌های معنادار در مفاصل زانو و ران مشاهده شد، جبران چندمفصلی ممکن است استراتژی فرود را دچار تغییر کند. تغییر استراتژی‌های فرود نقش موثری در کاهش یا افزایش بارهای وارده به بدن ناشی از فرود دارد.^[۲۹] از طرفی دیگر، نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که استفاده روزمره از مساحت بیشتری از سطح کف پا در افراد با کف پای صاف منجر به ضعف و عدم کارایی سیستم عضلانی و استراتژی مچ پا برای حفظ تعادل شده است؛ لذا منطقی به نظر می‌رسد که این افراد توان‌های مفصل زانو و ران متفاوتی را تجربه کنند.

نتایج حاصل از تحقیق حاضر که نشان داد توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال در مرحله تماس اولیه، توان مفصل زانو در صفحه ساجیتال و ران در صفحه هوریزنتال در مرحله اوج خم شدن زانو و توان مفصل ران در صفحه ساجیتال در مرحله اوج نیروی عکس‌العمل زمین بین دو گروه تفاوت معناداری دارد، با مقایسه توان مفاصل اندام تحتانی (مچ پا و زانو) در افراد کف پای صاف و سالم، نتیجه‌گیری می‌شود که در افراد دارای کف پای صاف فلکشن زانو در اثر ناکارآمدی

منابع

- Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train*. 2002; 37: 129-132.
- Cote KP, 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.
- 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.
- Lin CJ, Lai KA, Kuan TS & Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of pediatric orthopedics*. 2001; 21, pp. 378-382.
- Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstring's stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of Athletic Training*. 2013; 48[6]: 764- 72.
- Mosavi SK, Shojaedin SS, 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. [In Persian].
- Yi-Fen Shih, Chao-Yin Chen, Wen-Yin Chen, Hsiu-Chen Lin. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. 2012; 13[31]
- Williams DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech [Bristol, Avon]*. 2001; 16[4]: 341-7.
- Daneshmandi H, Alizadeh MH, Gharekhanloo R. Corrective exercise &

³ Multi-joint Compensation

- Therapy. 1st ed. Tehran: Samt Publication. 2004; p. 87-118. [In Persian].
10. Davis IS. How do we accurately measure foot motion? *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004; 34[9]: 502-3.
 11. Liloyd D, Ackland TR, Cochrane J. Balance and agility. In: Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J, Editors. *Applied anatomy and biomechanics in sport.* New York: Human Kinetics. 2009; p. 211-7.
 12. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 1999; 27[5]: 585-93.
 13. Chen, S. Hong, WH. and Lu, C. Effects Of Different Landing Strategies To Decrease Knee Joint Loading. in 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008. 2008. Springer.
 14. Cortes, N., et al., Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. *Journal of Applied Biomechanics,* 2007. 23(4): p. 289.
 15. Hein, T. Schmeltzpfenning, T. Krauss, I. Maiwald, C. Horstmann, T. & Grau, S. Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human movement science,* 2012. 31(3), 683-694.
 16. Devita, P. and Skelly, WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc,* 1992. 24(1): p. 108-115.
 17. Setunge, R. et al. A biomechanical assessment of ACL injury reconstructions to examine internal tibial rotation. 2014.
 18. Gokeler, A. et al. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports,* 2010. 20(1): p. e12-e19.
 19. Bailey, C. Effects of Landing Strategy Intervention on Muscle Activation During Drop Landings 2012.
 20. Lee, SP. and Powers, C. Association between functional hip abductor strength and hip joint kinematics and kinetics during a dynamic unipedal drop landing task. in 35th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. 2011.
 21. Coventry, E. et al. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics,* 2006. 21(10): p. 1090-1097.
 22. Association G. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent* 2014; 81[3]: 14.
 23. Dufek J, Bates B. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine.* 1991. 12(5): 326.
 24. Ferber, R. Poal, M B. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *Journal of Foot and Ankle Research,* 2011. 4(6), 1-8.
 25. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics.* 1996; 29[9]: 1223-30.
 26. Shultz, SJ. et al. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Medicine and science in sports and exercise,* 2009. 41(4): p. 857.
 27. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* 2nd ed. New Jersey: Slack. 2010; p. 353.
 28. Zhang S et al. Shock and impact reduction in moderate and strenuous landing activities. *Sports Biomechanics.* 2008, 72: p. 296-309.
 29. Koga, H. et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries knee joint kinematics in ten injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine.* 2010 38(11): p. 2218-2225.
 30. Chen, WL. et al. Landing strategies focusing on the control of tibial rotation in the initial contact period of one leg forward hops. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2016.
 31. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis and Rheumatism.* 2007. 56(4): 1204-11.
 32. Yousefi M, Sadeghi H, Ilbeigi S, Rahimi A, Khaleghi Tazegy M. Detection of Compensatory Mechanism during Gait in Individuals with Functional Ankle Instability Using Inversion Perturbation. *J Rehab Med.* 2018; 6(4): 240-248.