Journal of Anesthesiology and Pain Summer 2023, Vol 14, No 2



lEffects of ArchSupport insole on Impulse, Vertical LoadingRate and FreeMoment among handball players with pronated foot during jump and landing

Morteza Shokrzadeh Sarebanlar[1], Mohsen Barghamadi[2*], Ali Nosrati[3], Alireza Pabarja[4]

1. *M.Sc of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
2. *Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
3. *Ph.D. Student of Exercise Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
4. *Bachelor Student of Physical Education, Department of Physical Education and Sport Sciences, Farhangian University, Gorgan, Iran*

ABSTRACT

Aim and background: This study aimed to compare the effects of the Arch-Support insole on the values of Impulse, Vertical Loading Rate, and Free-Moment among handball players with the pronated foot during the jump and landing three-step shot technique.

Material and Methods: This study was quasi-experimental and laboratory based. 10 pronated foot and 10 healthy (control group) handball male players were selected as convenience sampling. The test was performed as a pre-test and post-test in two conditions with and without the use of Arch-Support insoles during the jump and landing. Two-way ANOVA test was used for statistical analysis at the significant level (P<0/05).

Results: The inter-group results showed that the vertical loading rate (P=0.032), impulse (P<0.001), and maximum free moment (P=0.013) in two groups, control, and pronated foot during jumping; Also, the vertical loading rate (P=0.001), impulse (P<0.001), and maximum free-moment (P=0.049) in two groups, control, and pronated foot during landing have significant differences. The results of the intra-group test showed that the vertical loading rate (P < 0.001), impulse (P = 0.002), and maximum free-moment (P = 0.027) during jumping; Also, the vertical loading rate (P<0.001), impulse (P=0.001), and maximum free-moment (P=0.043) during landing in the pronated foot group had a significant decrease in the post-test compared to the pre-test group.

Conclusion: The use of Arch-Support insoles can prevent possible injuries to the lower limbs by reducing the values of Impulse, Vertical Loading Rate, and Free-Moment.

Keywords: Pronated Foot, Arch Support Insole, FreeMoment, Vertical Loading Rate, Impulse

Please cite this paper as:
Shokrzadeh Sarebanlar M, Barghamadi M, Nosrati A, Pabarja AR [Effects of ArchSupport insole on Impulse, Vertical LoadingRate and FreeMoment among handball players with pronated foot during jump and landing (Persian)]. J Anesth Pain 2023;14(2):50-60.

Corresponding Author: Mohsen Barghamadi, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: Barghamadi@uma.ac.ir

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۴، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۲

اثر کفی Archsupport بر ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد هنگام پرش–فرود هندبالیست‌های دارای پای‌پرونیت

مرتضی شکرزاده ساربانلار[۱]، محسن برغمدی[۲*]، علی نصرتی[۳]، علیرضا پابرجا[۴]

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. دانشجوی دکترا فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. دانشجوی کارشناسی تربیت بدنی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فرهنگیان، گرگان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱/۳۰ تاریخ بازبینی: ۱۴۰۲/۲/۲۱ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۳/۱۵

چکیده

زمینـــه و هـــدف: هـدف از انجـام تحقیـق بررسـی اثـر کفـی Arch Support بـر مقادیـر ایمپالـس، نـرخ بارگـذاری عمـودی و گشـتاور آزاد در هندبالیسـت‌های دارای پـای پرونیـت هنـگام پـرش و فـرود شـوت سـه‌گام اسـت..

مـواد و روش‌هـا: تحقیـق حاضـر از نـوع نیمه‌تجربـی و آزمایشـگاهی بـود. ۱۰ نفـر هندبالیسـت‌های دارای پـای پرونیـت و ۱۰ نفـر سـالم (گـروه کنتـرل) بـه صـورت دسـترس انتخـاب شـدند آزمـون به‌صـورت پیش‌آزمـون و پس‌آزمـون در دو شـرایط بـا و بـدون اسـتفاده از کفـی Arch Support هنـگام پـرش و فـرود انجـام شـد. جهـت تحلیـل آمـاری از آزمـون آنالیـز واریانـس دوسـویه (ANOVA) اسـتفاده شـد.

نتایـــج: نتایـج بیـن گروهـی نشـان داد نـرخ بارگـذاری عمـودی (P=۰/۰۳۲)، ایمپالـس (P<۰/۰۰۱) و ماکسـیمم گشـتاور آزاد (P=۰/۰۱۳) در دو گـروه کنتـرل و پـای پرونیـت طـی پـرش؛ همچنیـن نـرخ بارگـذاری عمـودی (P=۰/۰۰۱)، ایمپالـس (P<۰/۰۰۱) و ماکسـیمم گشـتاور آزاد (P=۰/۰۴۹) در دو گـروه کنتـرل و پـای پرونیـت طـی فـرود اختـلاف معنـی‌داری داشـت. نتایـج آزمـون درون گروهـی نشـان داد کـه نـرخ بارگـذاری عمـودی (P<۰/۰۰۱)، ایمپالـس (P=۰/۰۰۲) و ماکسـیمم گشـتاور آزاد (P=۰/۰۲۷) طـی پـرش و نـرخ بارگـذاری عمـودی (P<۰/۰۰۱)، ایمپالـس (P=۰/۰۰۱) و ماکسـیمم گشـتاور آزاد (P=۰/۰۴۳) طـی فـرود در گـروه پـای پرونیـت در پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون کاهـش معنـی‌داری داشـت.

نتیجه‌گیـری: اسـتفاده از کفـی Arch Support می‌توانـد بـا کاهـش مقادیـر ایمپالـس، نـرخ بارگـذاری عمـودی و گشـتاور آزاد از آسـیب‌های احتمالـی بـر انـدام هـای تحتانـی جلوگیـری بکنـد.

واژه‌های کلیدی: پای پرونیت، کفی Arch Support، ایمپالس، نرخ بارگذاری عمودی، گشتاور آزاد

نویســـنده مســـئول: محسـن برغمـدی، اسـتادیار بیومکانیـک ورزشـی، گـروه تربیت‌بدنـی و علـوم ورزشـی، دانشـکده علـوم تربیتـی و روان‌شناسـی، دانشـگاه محقـق اردبیلـی، اردبیـل، ایـران

پست الکترونیک: Barghamadi@uma.ac.ir

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

مقدمه

پرش و فرود حرکات رایجی در هندبال هستند که ورزشکار برای اجرای انواع مختلف تکنیک شوت ملزم به انجام آن است. هنگام پرش پا تماس کوتاهی با زمین داشته و هنگام فرود نیرویی در حدود ۵ برابر وزن بدن بر اندام تحتانی وارد می شود [۱، ۲]. احتمال بروز آسیب‌های ورزشی در پرش و فرود بسیار زیاد است [۳]. بیشتر از ۷۰ درصد آسیب های ورزشی، ناشی از نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود است [۴، ۵]. یکی از نیروهای وارد شده بر بدن (پا) هنگام فرود، مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین (GRF) می‌باشد که با استفاده از آن می‌توان مقادیر ایمپالس(ضربه)، نرخ بارگذاری (Loading Rate) عمودی و گشتاور آزاد (FreeMoment) را محاسبه نمود [۶]. نرخ بارگذاری شیب منحنی GRF در هنگام رسیدن به اولین ماکسیمم GRF تعریف شده است [۷]. ایمپالس با انتگرال نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز اتکای برابر هست؛ گشتاور آزاد به میزان مومنتوم وارد شده بر (مرکز فشار)پا حول محور عمودی تعریف می‌شود [۸]. تحقیقات مختلف همبستگی بین افزایش نرخ بارگذاری را با احتمال ابتلا به آسیب گزارش کرده‌اند [۹-۱۱]. با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام راه رفتن، می‌شود احتمال بروز آسیب‌های اندام تحتانی در افراد مستعد را کمتر کرد [۷]. در تحقیقات مختلف از ضربه به عنوان یک فاکتور آسیب‌زا یاد شده است.

سندرم انحراف پرونیشن اندام تحتانی که قسمت قدامی پا را نیز درگیر می کند، یکی از معمول ترین ناهنجاری ها محسوب می‌شود که ممکن است موجب درد در ناحیه پا و ناراستایی هایی در ساختارهای بخش اسکلتی مچ پا (Tarsal) و بخش های دیستال و پروگزیمال اندام تحتانی شود افراد دارای انحراف پرونیشن مچ پا، به دلیل پرونیشن بیش از حد پا، علاوه بر کف پای صاف ممکن است دچار چرخش داخلی درشت نی، چرخش داخلی ران ها، ضربدری شدن زانوها و در نوع هایپرپرونیشن، افزایش لوردوز کمر شوند [۱۲]. همچنین، این اختلال ممکن است موجب شست کج (Hallux Valgus) و افزایش فشار بر روی بخش های پروگزیمال مفاصل متاتارسو فالانژیال (Metatarsophalangeal) یا (MTP) شود. مفاصل ساب تالار، اولین مفصل MTP ، تالوکروورال، ساکروایلیاک و مفاصل بین زواید مفصلی مهره ها در معرض [۱۲] این افراد ممکن است دچار ، اختلال عملکرد قرار بگیرند. آسیب دیدگی هایی همچون آسیب تاندون آشیل [۱۳] التهاب نیام کف پای [۱۴]، سندرم فشار بر روی میدل تیبیا [۱۵]،پیچ خوردگی مچ پا و ناپایداری آن [۱۶]، التهاب تاندون کشکک، سندرم درد پاتلوفمورال [۱۷]، التهاب تاندون عضله تیبیالیس خلفی، آسیب دیدگی های رباط متقاطع قدامی (ACL) [۱۲]، همچنین افراد مبتلا به این سندرم، در معرض و کمردرد شوند [۱۸] خطر بالاتری از درد کف پا، درد زانو، آسیب کف پا، استرس فراکچر و در نتیجه عملکرد پایین ورزشی و اینبالانس و حس عمقی مچ پا را تحت تاثیر قرار می‌دهند [۱۹]. باعث ایجاد محدودیت در افراد می‌شود که ناشی از اختلالات حرکتی مانند ضعف سوپینیتورهای پا و مچ پا، محدودیت حرکت دورسی فلکشن در مفصل تالوکروورال، عضلات اینترنسیک و هیپ اکسترنال روتاتور می باشد [۲۰]. افراد دارای پرونیشن پا ضعف‌هایی از نظر حرکتی دارند که پوشش ضعف این افراد برای بهبود تکالیف و مهارت‌های حرکتی و افزایش بهره‌وری در فعالیت های ورزشی دارای اهمیت می‌باشد. محققان بیان کرده اند که ایمبالانس عضلانی در افراد مبتلا به کف پای صاف باعث افزایش و کاهش نامتقارن میزان فعالیت زوج عضلات آگونیست و آنتاگونیست می‌گردد که بویژه حین اجرای مانورهای ورزشی مانند پرش فرود به دلیل اعمال بارهای تکراری ممکن است خطر شوک ناشی از فرود را افزایش دهد [۲۱]. با توجه به افزایش دامنه پرونیشن پا در بسیاری از دوندگان که در نهایت میتواند منجر به آسیب‌های ناشی از دویدن و راه‌رفتن گردد [۲۲]. هزینه های بالایی که این آسیب‌ها با عمل جراحی به ورزشکار تحمیل می‌کند همچنین دور ماندن از میادین ورزشی و بی‌تمرینی عوارضی را گریبانگیر ورزشکار می‌کند.

یکی از راه‌های ایجاد تغییر در ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد استفاده از کفی است. برخی پژوهش‌ها نشان داده‌اند که اولین قله نیروی عکس‌العمل عمودی و نرخ بارگذاری آن در راه رفتن و دویدن هنگام استفاده از کفی متداول (اتیل وینیل استات)، کفی تسکین دهنده فشار و کفی نیمه سخت کاهش می‌یابد [۴، ۵، ۲۳، ۲۴]. استفاده از کفی موجب کاهش در مقادیر ایمپالس عمودی می‌شود [۲۵، ۲۶]. در برخی تحقیقات پیشنهاد شده از کفی‌هایی نیروی عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری را کاهش داده‌اند برای پیشگیری و کاهش ریسک آسیب در رشته‌های ورزشی مرتبط با حرکات پرش و فرود استفاده شود [۲۷، ۲۸].

برای درمان کف پای صاف با توجه به شدت عارضه روش‌های درمانی متعددی به کار گرفته می‌شود که یکی از آنها استفاده از کفی است [۲۹]. کفی Arch support

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

برای اصلاح راستای بیومکانیکی جهت کاستن پرونیشن پا پیشنهاد شده است [۳۰-۳۲]. برخی از تحقیقات کاسته شدن درد را به علت استفاده از کفی Arch support در افراد دارای پای پرونیت و کف پای صاف گزارش نموده‌اند [۳۳-۳۵]. با توجه به ساختار این نوع کفی، قوس طولی-داخلی پا در صفحه فرونتال حمایت می‌شود که احتمال می‌رود می‌تواند باعث کاهش مقادیر مولفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد شود.

روش بررسی

آزمودنی‌ها: پژوهش حاضر از نوع شبه تجربی و آزمایشگاهی بود که به‌صورت پیش‌آزمون و پس‌آزمون و با گروه کنترل انجام شد. جامعه آماری این تحقیق هندبالیست دارای پای پرونیت بودند. از طریق توزیع فراخوان در دانشگاه محقق اردبیلی افراد مشمول در این تحقیق مورد ارزیابی قرار گرفت و ۱۰ نفر افراد دارای پای پرونیت به به‌صورت دسترس و ۱۰ نفر سالم انتخاب شدند. کلیه آزمودنی‌ها قبل از آزمون رضایت‌نامه شرکت در تحقیق را تکمیل کردند. افرادی که بیشتر از ۱۰ میلیمتر افتادگی استخوان ناویکولار دارند و دارای شاخص پاسچر پا بالاتر از ۶ میلیمتر هستند، به‌عنوان افراد دارای پای پرونیت انتخاب شدند [۳۶]. برای تعیین میزان افتادگی استخوان ناویکولار، اختلاف ارتفاع استخوان ناویکولار از زمین در حالت پا برهنه در دو حالت با و بدون تحمل وزن (وضعیت ایستاده بر روی دو پا و وضعیت نشسته بر روی صندلی) محاسبه شد افراد دارای دامنه سنی ۲۸-۱۸ سال، دارا بودن کف پای صاف و جنسیت مرد بود. میانگین و انحراف استاندارد سن، جرم و قد آزمودنی ها به ترتیب برابر ۳,۷ ± ۲۲.۸ سال، ۱۲.۶±۷۶ کیلوگرم و ۵.۶ ± ۱۷۹.۶ سانتی‌متر بود. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی (با کد: Ir.uma.rec.1401.081) مورد تصویب قرار گرفت. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید.

ابزار و روش اجرا: کفی کفش مورد استفاده در این پژوهش دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا (Arch support) و دارای وج است. اختلاف ارتفاع لبه داخلی با لبه خارجی ۱/۶ cm است، جنس کفی از پلی یورتان (Polyurethane) است (شکل ۱). آزمودنی ها با توجه به شماره پا از کفش ورزشی ASICS GEL-CUMULUS20 استفاده می‌کردند (شکل ۲). از صفحه نیروی برتک ساخت کشور ایالات متحده آمریکا با ابعاد ۴۰*۶۰ (Bertec Corporation, Columbus, OH) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد.

نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) در جهت‌هایی عمودی (F_z) ، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی- خارجی (F_x) هنگام پرش و فرود اندازه‌گیری شدند. قبل از اجرای آزمون جهت ایجاد هماهنگی از افراد خواسته می‌شد تا با پوشیدن لباس ورزشی مناسب، به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کنند (۳ دقیقه نرم دویدن و ۲ دقیقه حرکات کششی مختص اندام تحتانی) و چند بار آزمون را به‌صورت آزمایشی و جهت آمادگی انجام دهد. آزمودنی‌ها سه مرتبه تکنیک شوت را انجام دادند و نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد در هنگام پرش و فرود با و بدون کفی محاسبه شد. سپس متغیرهای ایمپالس، نرخ بارگذاری عمودی و ماکسیمم و مینیمم گشتاور آزاد استخراج شدند اگر آزمودنی روی لبه فورس‌پلیت فرود می‌آمد این موارد حذف می‌شد و آزمایش دوباره تکرار می‌شد. قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا فورس‌پلیت کالیبره می‌شد.

پروتکل پرش سه‌گام: تکلیفی است که فرد با توپ در دست اول پای چپ بعد پای راست حرکت کرده بعد با پای چپ از روی صفحه نیرو به سمت بالا و جلو پرش کرده و در بالاترین نقطه ضربه‌ی خود را می‌زند و روی صفحه نیرو فرود می‌آید.



شکل ۱: کفی Arch support استفاده شده در تحقیق

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

برای محاسبه اندازه ضربه، از روش انتگرال‌گیری Trape-zoidal استفاده شد [۳۷].

$$\text{Impulse} = \Delta t\left(\left(\frac{F1 + Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

رابطه ۱

نرخ بارگذاری عمودی به صورت زیر محاسبه شد [۶]:

$$\text{Loading rate} = \left[\left[\frac{\text{peak}\frac{Fz(N)}{body}\text{weight(N)}}{\text{time to peak Fz}}\right]\right]$$

رابطه ۲

گشتاور آزاد پا به صورت زیر محاسبه شد [۳۸]:

رابطه ۳ $\text{گشتاور آزاد} = Mz + (Fx \times COPy) - (Fy \times COPx)$

Mz گشتاور محور عمودی است هستند؛ x و y مؤلفه‌های افقی مرکز فشار [Center Of Pressure (COP)] و Fx و Fy مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) هستند. منحنی گشتاور آزاد، اولین اوج (منفی؛ گشتاور دورکننده) و دومین اوج (مثبت؛ گشتاور نزدیک کننده) برای تجزیه و تحلیل آماری ثبت شدند. مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین توجه به وزن بدن و گشتاور آزاد با توجه به وزن بدن + قد نرمال شدند. به عبارت دیگر نیروهای عکس‌العمل زمین بر میزان وزن بدن تقسیم شده و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردیدند. مقادیر گشتاور آزاد نیز بر "وزن × قد" تقسیم شدند و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب شدند [۳۷].

پردازش داده‌ها: بعد از جمع‌آوری اطلاعات از نرم‌افزار SPSS26 جهت تجزیه‌وتحلیل داده‌های به‌دست‌آمده از آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه (ANOVA) استفاده شد. سطح معنی‌داری در آزمون ($p\leq0.05$) در نظر گرفته می‌شود. برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. برای بررسی یکسان بودن شرایط اولیه از آزمون تی مستقل استفاده شد. آزمون تی مستقل نشان داد در متغیرهای سن، قد، وزن، و شاخص توده بدنی اختلاف معنی‌داری وجود ندارد و شرایط اولیه هر دو گروه یکسان می‌باشد. داده‌های کینتیکی به‌دست‌آمده با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۳۰ هرتز هموار شدند.

یافته‌ها

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد در متغیرهای سن، قد، وزن، و شاخص توده بدنی اختلاف معنی‌داری وجود ندارد و شرایط اولیه هر دو گروه یکسان است ($p>0/05$) (جدول ۱).

نتایج بین گروهی نشان داد نرخ بارگذاری عمودی ($P=0/032$)، ایمپالس ($P<0/001$) و ماکسیمم گشتاور آزاد ($P=0/013$) در دو گروه کنترل و پای پرونیت طی پرش اختلاف معنی‌داری داشت (جدول ۲).



شکل ۲: کفش ASICS GEL-CUMULUS 20

جدول ۱: مقادیر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در پیشآزمون

متغیر	گروه سالم	گروه پای پرونیت	سطح معنیداری
سن	۲۶/۳۳± ۳/۵۲	۲۵/۳۳± ۳/۱۸	۰/۲۱۰
قد	۱۷۷/۲۳± ۶/۶۶	۱۷۶/۷۶± ۶/۷۲	۰/۷۸۸
وزن	۷۲/۹۰± ۸/۱۷	۷۴/۷۰± ۷/۲۴	۰/۳۷۱
شاخص توده بدنی	۲۳/۴۴± ۲/۷۷	۲۴/۲۳± ۳/۲۲	۰/۳۱۶

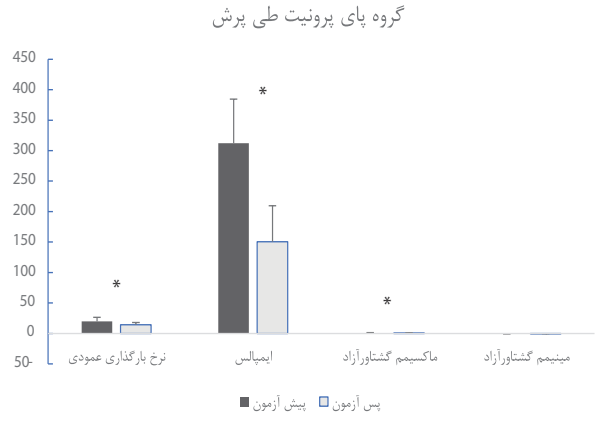
[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد ایمپالس، نرخ‌بارگذاری‌عمودی، ماکسیمم گشتاورآزاد، مینیمم گشتاورآزاد طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کنترل و پای پرونیت در هنگام پرش طی اجرای شوت سه‌گام

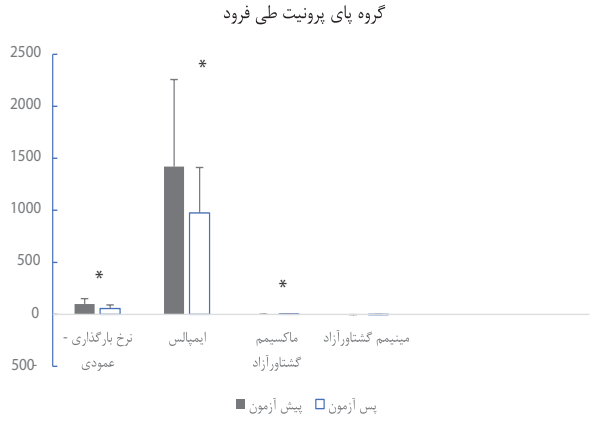
پرش	گروه کنترل		پای پرونیت		P-مقدار
	پیش آزمون	پس‌آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	
نرخ بارگذاری عمودی	۲۱/۷۴±۸/۲۹	۲۳/۹۵±۱۰/۰۳	۱۹/۶۴±۶/۷۶	۱۴/۴۵±۳/۴۷	*۰۳۲/۰
ایمپالس	۲۸۱/۲۱±۸۹/۰۹	۲۹۱/۷۱±۷۶/۴۶	۳۱۲/۱۵±۷۲/۲۷	۱۵۰/۵۹±۵۹/۰۰	P<۰/۰۰۱
ماکسیمم گشتاورآزاد	۰/۶۵±۰/۳۹	۰/۷۳±۰/۴۰	۰/۷۶±۰/۵۶	۰/۵۵±۰/۴۱	۰۱۳/۰*
مینیمم گشتاورآزاد	-۰/۷۱±۰/۴۲	-۰/۵۲±۰/۲۳	-۰/۴۹±۰/۲۹	-۰/۴۲±۰/۲۳	۳۹/۰

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد ایمپالس، نرخ‌بارگذاری‌عمودی، ماکسیمم گشتاورآزاد، مینیمم گشتاورآزاد طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کنترل و پای پرونیت در هنگام فرود طی اجرای شوت سه‌گام

فرود	گروه کنترل		پای پرونیت		P-مقدار
	پیش آزمون	پس‌آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	
نرخ‌بارگذاری‌عمودی	۹۱/۶۶±۵۱/۲۴	۱۴۴/۹۹±۱۰۴/۷۸	۹۹/۷۲±۵۱/۵۱	۵۵/۸۰±۳۳/۷۷	*۰/۰۰۱
ایمپالس	۹۰۵/۱۱±۴۸۴/۵۴	۹۰۹/۲۶±۴۳۷/۳۰	۱۴۲۰/۵۵±۸۳۵/۴۱	۹۷۴/۴۱±۴۳۷/۳۰	P<۰/۰۰۱
ماکسیمم گشتاورآزاد	۱/۲۰±۰/۵۲	۱/۲۸±۰/۴۵	۱/۳۰±۰/۹۰	۰/۶۴±۰/۳۳	۰۴۹/۰*
مینیمم گشتاورآزاد	-۱/۹۸±۰/۵۵	-۲/۰۴±۱/۱۲	-۲/۱۱±۰/۹۹	-۱/۹۵±۰/۷۰	۶۲۰/۰



نمودار ۱: آزمون تی وابسته (درون گروهی) چهار متغیر ایمپالس، نرخ‌بارگذاری‌عمودی، ماکسیمم گشتاورآزاد، مینیمم گشتاورآزاد در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی پرش



نمودار ۲: آزمون تی وابسته (درون گروهی) چهار متغیر ایمپالس، نرخ‌بارگذاری‌عمودی، ماکسیمم گشتاورآزاد، مینیمم گشتاورآزاد در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه پای پرونیت طی فرود

نتایج بین گروهی نشان داد نرخ بارگذاری عمودی (P=۰/۰۰۱)، ایمپالس (P<۰/۰۰۱) و ماکسیمم گشتاور آزاد (P=۰/۰۴۹) در دو گروه کنترل و پای پرونیت طی فرود اختلاف معنی‌داری داشت (جدول ۳).

نتایج آزمون درون گروهی نشان داد که نرخ بارگذاری عمودی (P<۰/۰۰۱)، ایمپالس (P=۰/۰۰۲) و ماکسیمم گشتاور آزاد (P=۰/۰۲۷) در گروه پای پرونیت در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طی پرش کاهش معنی‌داری داشت (نمودار ۱).

همچنین نرخ بارگذاری عمودی (P<۰/۰۰۱)، ایمپالس

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

(P=۰/۰۰۱) و ماکسیمم گشتاور آزاد (P=۰/۰۴۳) در گروه پای پرونیت در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود کاهش معنی‌داری داشت (نمودار ۲). همچنین نرخ بارگذاری در گروه کنترل در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود افزایش معنی‌داری داشت (P=۰/۰۳۹).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی مقایسه اثر کفی Arch support بر مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت هنگام پرش و فرود تکنیک شوت سه‌گام بود. نتایج این تحقیق نشان داد که کفی Arch Support به طور معنی‌داری باعث کاهش مقادیر نرخ بارگذاری عمودی هنگام پرش و فرود می‌شود. تحقیق حاضر به نوعی با نتایج جعفرنژاد و همکاران (۲۰۱۹) همسو می‌باشد. جعفرنژاد گرو و همکاران (۲۰۱۹) گزارش کردند کفی Arch support اثرات مثبتی را در جهت کاهش نرخ بروز آسیب دارا بوده است. ارتز مورد استفاده بیشترین تغییرات در زوایای کاپلینگ بین مفصلی اندام تحتانی را در طی فاز پاسخ بارگیری ایجاد نمود [۳۹].

در تبیین این یافته می‌توان این‌طور بیان کرد که بافت های بدن انسان خاصیت ویسکوالاستیسیته (Vis-coelasticity) دارند این خاصیت به هنگام افزایش تنش و واردشدن نیروی خارجی باعث تغییر شکل بافت می شود و پاسخ بارگذاری آن ها وابسته به زمان است، بنابراین با کاهش نرخ بارگذاری کمتر مستعد آسیب می شوند [۴۰]. به عبارتی افزایش میزان بار وارد شده بر بافت ها نشان دهنده توانایی کم بافت ها برای جذب شوک می‌باشد [۴۱]. این نتیجه با نتایج سایر محققین همسو است [۲، ۲۶، ۴۲]. حسینی و همکاران (۲۰۱۶) با بررسی کفی طبی گزارش کردند پوشیدن کفی موجب کاهش میزان بار وارد شده عمودی شد استفاده از کفی طبی می‌تواند با کاهش نیروهای وارد بر بدن از بروز آسیب‌های ورزشی هنگام فرود جلوگیری کند [۴۲]. حسینی و فرهپور (۲۰۱۷) استفاده از کفی حمایت کننده قوس (کفی طبی) می‌تواند با کاهش در نیروی عکس‌العمل عمودی، نرخ بارگذاری و ضربه از ریسک آسیب مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود جلوگیری کند [۲۶]. علیرضائی و برزل (۲۰۱۷) گزارش کردند میانگین نرخ بارگذاری عمودی با کفی‌های hard cushioned به طور قابل توجهی نسبت به کفی های soft cushioned کمتر بود. کفی نرم‌تر نرخ بارگذاری عمودی را افزایش می‌دهد و استفاده از کفی های hard cushioned باعث کاهش نرخ بارگذاری در مرحله اول فرود می‌شود. در مقابل نقی نژاد و همکاران(۲۰۱۸) گزارش کردند که کفی سیلیکونی که کل کف پا را پشتیبانی می‌کند (نوع I) در زنان جوان فعال با کف پا صاف در مهارت پرش و فرود نمی تواند بر میزان نرخ بارگذاری که با کاهش ارتفاع قوس طولی پا ارتباط دارد، تأثیر بگذارد [۴۳]. همچنین علوی و همکاران (۲۰۱۸) عنوان کردند که کفی طبی New Balance759, USA نرخ بارگذاری عمودی را تغییر نداد [۴۴].

همچنین نتایج این تحقیق نشان داد که کفی Arch Sup-port مقادیر ایمپالس را هنگام پرش و فرود کاهش می دهد. ایمپالس یا ضربه با تغییر تکانه جسمی که نیرو به آن وارد می‌شود برابر است که با بزرگی نیروی وارد شده و مدت زمان نیروی اعمال شده متناسب هست. فلذا کاهش ایمپالس یا ضربه می‌تواند معیار و ملاکی برای کاهش آسیب در یک بازه زمانی معرفی شود. محققان بیان کردند استفاده از کفی موجب کاهش در مقادیر ایمپالس عمودی می‌شود [۲۵، ۲۶]. حسینی و فرهپور(۲۰۱۷) استفاده از کفی حمایت کننده قوس (کفی طبی) می‌تواند با کاهش ایمپالس از ریسک آسیب مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود جلوگیری کند [۲۶]. در مقابل برخی محققان افزایش مقادیر ایمپالس را گزارش کردند؛ علوی و همکاران (۲۰۱۸) عنوان کردند که کفی طبی New Balance759, USA سبب افزایش ایمپالس مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس العمل زمین نیز گردید (۴۴). حسینی و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند پوشیدن کفی طبی(کفی استفاده شده در این تحقیق متناسب با پای آزمودنی ها و توسط متخصص ارتوپد فنی ساخته شده) ایمپالس عمودی را افزایش داد [۴۲].

همچنین نتایج این تحقیق نشان داد که کفی Arch Sup-port ماکسیمم گشتاور آزاد را در افراد دارای پای پرونیت هنگام پرش و فرود کاهش داد. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز استقرار رخ می‌دهد [۳۷]. گشتاور آزاد با بارهای پیچشی وارد بر پا مرتبط است [۳۸]. محققان نشان داده‌اند در افراد دارای کف پای صاف، خط وزن بدن به داخل حرکت می‌کند و باعث ایجاد گشتاور پروناتوری در این افراد می‌شود، در حالی که ارتزهای حمایت‌کننده قوس داخلی سبب جابه‌جایی خط وزن بدن به خارج می‌شود و با کاهش میزان نوسان در حالت ایستایی و راه رفتن، تعادل و سرعت راه رفتن را افزایش می‌دهد [۴۵، ۴۶]. کریمی و همکاران (۲۰۱۹) گزارش کردند استفاده

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

از کفی Arch support در افراد دارای کف پای صاف به دلیل تأثیر آن بر هم ترازی پا، بر میزان نیرویی که روی پا و لحظه اداکتور مفصل مچ پا اعمال می شود، تأثیر می‌گذارد و سرعت راه رفتن در افراد بهبود یافته است [۳۳]. جعفرنژاد گرو و همکاران (۲۰۱۸) گزارش کردند که کفی Arch support ساخت کشور چین بر بهبود حرکات غیرطبیعی مفصل مچ پا در کودکان دارای کف پای صاف به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با وجود این، می‌تواند منجر به بهبود آبداکشن و چرخش خارجی زانو و همچنین بهبود چرخش خارجی ران طی فاز استقرار راه رفتن گردد [۴۷].

تأثیر تکنولوژی کفش و کفی بر روی گشتاور آزاد کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. علیرغم این، شواهد نشان داده‌اند که بالا بودن دامنه گشتاور آزاد میتواند سبب ایجاد آسیب‌های مربوط به اندام تحتانی گردد [۴۸]. گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه‌ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد [۴۸]. علاوه بر این، گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد استرس فراکچر تیبیا دارد [۴۹]. گزارش شده است که استفاده از کفی موجب کاهش گشتاور آزاد در افراد با واروس (Varus) جلو پا طی راه رفتن می‌شود [۲۵]. کریمی و همکاران (۲۰۱۳) عنوان کردند که استفاده از Arch support ساختار پا را در افراد دارای کف پای صاف تراز می‌کند و باعث کاهش مصرف انرژی هنگام راه رفتن می‌شود [۵۰].

کفی Medical Arch Support ، گشتاور نزدیک‌کنندگی وارده به مفصل زانو را کاهش داد. کاهش گشتاور نزدیک‌کنندگی با کاهش نیروهای اعمال شده به بخش داخلی مفصل زانو همراه است [۵۱]. بر اساس نتایج پژوهش حاضر کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه باعث کاهش معنادار میزان اوج و ضربهٔ گشتاور اداکشنی خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی طی فاز اتکای دویدن شدند به‌طوری که کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه اثر بهتری در کاهش این متغیرها نشان داد [۵۲]. همچنین علوی و همکاران (۲۰۱۸) گزارش کردند که پوشیدن کفی طبی New Balance759, USA مقادیر گشتاور آزاد را تغییر نداد [۴۴].

به نظر می‌رسد استفاده از کفی Arch Support با توجه به کاهش مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد می‌تواند ریسک آسیب‌های اندام تحتانی را در فعالیت‌های ورزشی هنگام پرش و فرود کاهش دهد و باعث تسکین درد بشود.

این تحقیق دارای محدودیت‌هایی نیز می‌باشد که عبارت‌اند از اینکه نتایج بر اساس آزمودنی‌های مرد بود و بر اساس تفاوت های فردی بین زنان و مردان تعمیم این نتایج به کل جامعه با اشکال همراه خواهد بود. همچنین میزان ارتفاع پرش افراد اندازه‌گیری نشد که می‌تواند بر مقادیر متغیرها در هنگام فرود تاثیر بگذارد.

نتیجه‌گیری

استفاده از کفی Arch support می‌تواند با کاهش مقادیر ایمپالس، نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد از آسیب‌های احتمالی بر اندام های تحتانی جلوگیری بکند. بر درک راحتی و سینتیک مفاصل تاثیر بگذارد و باعث تسکین درد در افراد دارای پای پرونیت بشود.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش صمیمانه تشکر می‌نماییم.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل این مقاله در کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی (با کد : Ir.uma.rec.1401.081) مورد تصویب قرار گرفت. اطلاعات بیماران شرکت کننده در این مطالعه به طور کاملا ناشناس باقی می‌ماند و بعد از مطالعه نیز تمامی این اطلاعات محفوظ باقی خواهد ماند. همچنین جهت شرکت در پژوهش از تمام آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت کرده و تمامی مقاصد مطالعه برای شرکت کنندگان به طور کامل شرح داده شده است.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

References

1. Yeow C, Lee P, Goh J. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. Journal of biomechanics. 2009;42(12):1967-73.
2. Alirezaei Noghondar F, Bressel E. Effect of shoe insole density on impact characteristics and performance during a jump-landing task. Footwear Science. 2017;9(2):95-101.
3. Marshall SW, Covassin T, Dick R, Nassar LG, Agel J. Descriptive epidemiology of collegiate women's gymnastics injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2003–2004. Journal of athletic training. 2007;42(2):234.
4. de Castro MP, Abreu S, Pinto V, Santos R, Machado L, Vaz M, et al. Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces. Applied ergonomics. 2014;45(4):1028-34.
5. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12(6):679-84.
6. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
7. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. Journal of biomechanics. 1987;20(2):147-55.
8. Bleuse S, Cassim F, Blatt J-L, Defebvre L, Derambure P, Guieu J-D. Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements. Clinical biomechanics. 2005;20(7):693-9.
9. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical biomechanics. 2011;26(1):78-83.
10. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. Clinical biomechanics. 2011;26(1):23-8.
11. Davis IS, Bowser BJ, Hamill J. Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome: 2597: Board# 205 June 4 9: 00 AM-10: 30 AM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2010;42(5):682.
12. Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
13. Rees JD, Maffulli N, Cook J. Management of tendinopathy. The American journal of sports medicine. 2009;37(9):1855-67.
14. Irving DB, Cook JL, Menz HB. Factors associated with chronic plantar heel pain: a systematic review. Journal of science and medicine in sport. 2006;9(1-2):11-22.
15. Moen MH, Tol JL, Weir A, Steunebrink M, De Winter TC. Medial tibial stress syndrome. Sports medicine. 2009;39(7):523-46.
16. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. Sports Medicine. 2009;39(3):207-24.
17. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2003;33(11):639-46.
18. Clark M, Lucett S. NASM essentials of corrective exercise training: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
19. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.
20. Sahrmann S. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines-e-book: Elsevier Health Sciences; 2010.
21. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn S-H, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 2012;25(1):21-6.
22. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10.
23. Jafarnezhadgero AA, Farahpour N, Damavandi M. [The immediate effects of arch support insole on ground reaction forces during walking (Persian)]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2015;11(3):172-81. [In Persian]
24. Khanmohammad F, Ghasemi MS, Jafari H, Hajiaghaie B, Sanjari MA. The effect of poron layered insole on ground reaction force in

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

comparison with common insole on subjects with flexible flat foot. Modern Rehabilitation. 2012;5(4).
25. Hsu W-H, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. Journal of biomechanics. 2014;47(11):2618-25.
26. Hoseini Y, Farahpour N. [The Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Force, Impulse and Loading Rate during Double-Leg Landing (Persian)]. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2018;7(3):46-53. [In Persian]
27. Badihiyan MR, Minoonejad H, Seidi F. [The Effecte of foot orthosis on electromyographic activity of ankle muscles in athletes with flat foot during single leg jump landing (Persian)]. Journal of Exercise Science and Medicine. 2018;9(2):139-52. [In Persian]
28. O'Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2008;98(1):36-41.
29. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. SLACK Incorporated Thorofare, NJ; 2000. p. 573-8.
30. Kido M, Ikoma K, Imai K, Tokunaga D, Inoue N, Kubo T. Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. Clinical biomechanics. 2013;28(5):568-73.
31. Drez D. Running footwear: examination of the training shoe, the foot, and functional orthotic devices. The American journal of sports medicine. 1980;8(2):140-1.
32. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. Foot and ankle clinics. 2001;6(1):25-36.
33. Karimi M, Tahmasebi R, Satvati B, Fatoye F. Influence of foot insole on the gait performance in subjects with flat foot disorder. Journal of Mechanics in Medicine and Biology. 2019;19(06):1950050.
34. Choi JY, Lee DJ, Kim SJ, Suh JS. Does the long-term use of medial arch support insole induce the radiographic structural changes for pediatric flexible flat foot?—A prospective comparative study. Foot and Ankle Surgery. 2020;26(4):449-56.
35. Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. Prosthetics and orthotics international. 2013;37(5):384-90.
36. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2004;34(4):201-9.
37. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
38. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009;1(1):1-9.
39. Jafarnezhadgero A, Mehr SMA, Majlesi M. Immediate Effect of Arch Support Foot Orthoses on Lower Limb Intera-Joint Coupling Angles during Walking in Children with Flat Foot. 2018.
40. Schmitz A, Pohl MB, Woods K, Noehren B. Variables during swing associated with decreased impact peak and loading rate in running. Journal of biomechanics. 2014;47(1):32-8.
41. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
42. Hosseini Y, Farahpour N, Motamedzade M. [The effects of antipronation insole on ground reaction force, impulse and loading rate during one leg landing (Persian)]. Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences. 2015;20(6). [In Persian]
43. Nezhad FN, Sadeghi H, Ghomsheh FT, Barati A, Khaleghi M. [The Effect of Two Types of Silicone Insole on Selected Kinetic Variables on the Skill landing-Jumping-Landing Active Young Women with Flat foot (Persian)]. Journal of Clinical Physiotherapy Research. 2018;3(2):82-8. [In Persian]
44. Alavi Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Majlesi M. [The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot: A clinical trial (Persian)]. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2018;17(1):27-38. [In Persian]
45. Hsieh R-L, Peng H-L, Lee W-C. Short-term effects of customized arch support insoles on symptomatic flexible flatfoot in children: A randomized controlled trial. Medicine. 2018;97(20).
46. Lee EC, Kim MO, Kim HS, Hong SE. Changes in resting calcaneal stance position angle following insole fitting in children with flexible flatfoot. Annals of rehabilitation medicine. 2017;41(2):257-65.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]

47. Jafarnezhadgero A, Alavi Mehr SM, Majlesi M, Nobakht F. [Immediate effect of Arch support foot orthoses on three dimensional lower limb kinematics in children with flexible flat feet (Persian)]. Journal of Applied Exercise Physiology. 2019;14(28):41-56. [In Persian]
48. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016;8(1):1-11.
49. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of biomechanics. 2006;39(15):2819-25.
50. Karimi MT, Fereshtehnejad N, Pool F. The impact of foot insole on the energy consumption of flat-footed individuals during walking. Foot & ankle specialist. 2013;6(1):21-6.
51. Sharifmoradi K, Karimi M, Tahmasebi A. [The Effect of a Medical Insole with Arch Support and Lateral Wedge on the Adductor Moment of the Knee Joint in Patients with Medial Knee Osteoarthritis (Persian)]. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2016;5(4):7-15. [In Persian]
52. Gheitasi M, Imeri B, Habibi Tirtashi F, Raeesi G, Frogh B. [Comparing the Effect of Shoes Insole with Different External Inclination on External Knee Adduction Moment on Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running (Persian)]. Studies in Sport Medicine. 2020;12(27):153-70. [In Persian]

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-29]