



# The effect of Using double-density Soles on the Loading Rate, Impulse, Free Moment, and Ground Reaction Forces in Adolescent Volleyball Players with Pronated feet During Running and Landing

Roghayyeh Parsa<sup>1</sup>, AmirAli Jafarnezhadgero<sup>2\*</sup>, Ebrahim Piri<sup>3</sup>

1- M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

2- Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. .

3- PhD student of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

**Corresponding Author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

**E-mail:** [amiralijafarnezhad@gmail.com](mailto:amiralijafarnezhad@gmail.com)

Received: 2024/01/26

Accepted: 2024/09/28

## Abstract

**Introduction:** The ankle joint is one of the most vulnerable joints in the body due to weight bearing. Pronated foot is one of the most common complications of the lower limbs. The present study aimed to determine the effect of double-density soles on the loading rate, impulse, free moment, and ground reaction forces in adolescent volleyball players with pronated feet during running and landing.

**Methods:** The statistical sample of the present research includes 30 boys and girls placed in two groups. The Bartek force plate made in the USA was used to record the ground reaction forces. The present study investigated loading rate, impulse, free moment, and ground reaction forces. The statistical method in this research was performed using two-way analysis of variance with repeated measures, and all statistical analyses were performed using Excel software and SPSS version 23.

**Results:** The results showed that the effect of the insole factor in the group of boys on the values of the time to reach the initial peak of the vertical ground reaction force during running was a significant difference ( $P=0.021$ ). Also, the results showed that the effect of the insole factor on the loading rate index during running was statistically significant ( $P=0.044$ ). The effect of gender on ground reaction forces during landing in three directions, vertical force, lateral-medial, and anterior-posterior, was statistically significant ( $P<0.05$ ).

**Conclusions:** It seems that using double-density insoles by increasing the time to reach the peak of ground reaction forces and reducing the impact loading rate reduces the risk of lower limb injuries in teenage boy volleyball players with pronated feet during running.

**Keywords:** Ground reaction force, Double-density soles, Pronated foot, Running, Landing.



10.22034/IJRN.11.3.20

## اثر کفی دبل دنسیتی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس، گشتاور آزاد و نیروهای عکس العمل زمین در والیبالیست های نوجوان دارای پای پرونیت طی دویدن و فرود

رقیه پارسا<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۲\*</sup>، ابراهیم پیری<sup>۳</sup>

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۲- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۳- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

**نویسنده مسئول:** امیرعلی جعفرنژادگرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

**ایمیل:** amiralijafarnezhad@gmail.com

پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۷/۷

دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۱۱/۶

### چکیده

**مقدمه:** مفصل مچ پا یکی از آسیب پذیرترین مفاصل بدن به دلیل تحمل وزن است. پرونیشن پا یکی از شایع ترین عوارض اندام تحتانی است، لذا هدف از پژوهش حاضر اثر کفی دبل دنسیتی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس، گشتاور آزاد و نیروهای عکس العمل زمین در والیبالیست های نوجوان دارای پای پرونیت طی دویدن و فرود بود.

**روش کار:** نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ نفر دختر و پسر که در دو گروه ۱۵ نفره جای گرفتند، از صفحه نیروی برتک ساخت کشور آمریکا برای ثبت نیروهای عکس العمل زمین استفاده شد. لازم به ذکر است در مطالعه حاضر متغیرهای اعم از نرخ بارگذاری، ایمپالس، گشتاور آزاد و نیروهای عکس العمل زمین مورد بررسی قرار گرفت. روش آماری در این پژوهش با استفاده از آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه های تکراری انجام شد، تمام تجزیه و تحلیل های آماری با استفاده از نرم افزار اکسل و نسخه 23 spss انجام شد.

**یافته ها:** نتایج نشان داد اثر عامل کفی در گروه پسران بر مقادیر زمان رسیدن به اوج اولیه ی نیروی عمودی عکس العمل زمین طی دویدن به لحاظ آماری معنی داری بود ( $P=0/021$ ). همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل ارتوز بر شاخص نرخ بارگذاری طی دویدن به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P=0/044$ ). اثر عامل جنسیت در نیروهای عکس العمل زمین طی فرود در ۳ راستای نیروی عمودی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P<0/05$ ).

**نتیجه گیری:** به نظر می رسد استفاده از کفی دبل دنسیتی با افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین و کاهش نرخ بارگذاری ضربه منجر به کاهش ریسک آسیب های اندام تحتانی در پسران والیبالیست ها نوجوان می گردد. **کلیدواژه ها:** نیروی عکس العمل زمین، کفی دبل دنسیتی، پای پرونیت، دویدن، فرود.

## مقدمه

والیبال جزء ورزش های محبوب در سطح جهان است که روز به روز تعداد علاقمندان آن در حال افزایش است (۱). هر چند والیبال، فعالیتی برخوردی نیست و تیم ها از طریق تور از یکدیگر جدا شده اند (۳). به نحوی که اجزای الاستیک اسکلتی - عضلانی پا مانند ماهیچه ها، تاندون ها و رباط ها مستعد اصلی بروز آسیب طی فرود می باشد. برای مثال در یک مطالعه ۳ ساله آینده نگر نشان داده شده است که بروز آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت بازی برابر با سه آسیب است و هشتمین ورزش با میزان صدمه بالا در گروه سنین ۱۴ تا ۲۰ ساله است (۴). همچنین در یک مطالعه مروری که ۲۲۷ تحقیق را از بین سال های ۱۹۹۷ تا ۲۰۰۵ از ۷۰ ورزش مختلف بررسی کرده بودند این نتیجه به دست آمد که والیبال به واسطه شیوع آسیب مچ پا در جایگاه سوم ورزش های پر خطر قرار دارد (۵).

پرونیشن پا یکی از ناهنجاری های شایع اندام تحتانی است، میزان شیوع پای پرونیته از ۴۸ تا ۷۸ درصد در جوانان ۱۶ ساله و ۲۳ درصد در بزرگسالان گزارش شده است (۱). این عارضه مادرزادی با چرخش استخوان درشت نی همراه است، بر اساس شواهد در عارضه پرونیشن پا جذب و تعدیل شوک هایی که توسط قوس های طولی-داخلی انجام می گیرد مختل می شود (۱،۲). عارضه پرونیشن پا اغلب با ناکارآمدی در ناحیه مچ پا همراه است که به دلیل تغییرات بیومکانیکی است که در حین فعالیت، رخ می دهد (۳). بر اساس مطالعات در این زمینه هر گونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب دیدگی را در این بخش از بدن را افزایش می دهد (۴). پای پرونیته، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی هنگام تحمل وزن بدن می گردد، همچنین به دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس و نایکولار به سمت داخل متمایل می گردد که در نهایت می تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیته شود. پای پرونیته نیز در ارتباط نزدیکی با اعمال فشار مستقیم و آسیب بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمر بند لگنی همراه است (۵). با وجود این مطالعات در این زمینه نشان داده است که وجود عارضه پرونیشن پا در اندام تحتانی به دلیل توزیع غیرعادی بار (سطح اتکای نامناسب) می تواند منجر به بروز درد (۶)، برهم خوردن آرایش استخوانی اندام تحتانی به دلیل افت استخوان ناوی (۷)،

تعادل نامناسب (۸)، کاهش جذب و تعدیل نیرو به دلیل از بین رفتن قوس های کف پای (۹)، افزایش فشارهای کف پای (۲)، تغییر در تحرک پذیری مفاصل (۱۰)، تغییر و اختلال در پاسچر (۸)، عملکرد غیرعادی و در نهایت عدم ثبات حین فعالیت گردد (۱۱). هنگام فرود بسته به ارتفاع فرود و ویژگی های مکانیکی سطح اتکا، کفش و نیز عملکرد عضلانی در جذب شوک ممکن است نیروی برخوردی تا حدود ۱۰ برابر وزن بدن ایجاد کند (۱۲،۱۳). مهم ترین نیرویی که هنگام حرکات انتقالی روی اندام مچ پا وارد می شود نیروی عکس العمل زمین است که با توجه به تحقیقات پیشین می تواند عامل موثر در بروز آسیب در اندام تحتانی گردد (۶). با استفاده از نیروی عکس العمل زمین می توان مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس، گشتاور آزاد را محاسبه کرد (۷). مؤلفه نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس العمل زمین در اولین نقطه اوج است (۷). بر اساس پژوهش های گذشته نرخ بارگذاری در راستای عمودی بزرگتر از ۷۰ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه با آسیب های استرس فراکچر، درد کشکی و شکستگی ناشی از اعمال فشار مرتبط است (۸). گشتاور آزاد هم به عنوان گشتاور وارده بر مچ پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می شود (۹). بر اساس پژوهش های صورت گرفته در خصوص گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری عمودی رابطه مستقیمی بین نیروی عمودی عکس العمل زمین و آسیب دیدگی وجود دارد (۱۰).

فرود یک مولفه بنیادی و کاربردی مهم در مرحله پایانی اجرای مهارت های دفاع روی تور، اسپک و سرویس پرشی به حساب می آید (۱۱،۱۲). شکریان و همکاران، در مطالعه ای که به مقایسه پارامترهای دینامیکی فرود از ارتفاعات مختلف بازیکنان حرفه ای والیبال پرداختند، اظهار داشتند که فرود از ارتفاع بالاتر سرعت زاویه ای محور چرخش پا را افزایش می دهد که متعاقب آن شتاب خطی و حداکثر گشتاور در مفصل مچ پا در محور قدامی-خلفی افزایش می یابد (۱۳). بازیکنان والیبال اغلب پس از یک اجرای اسپک یا دفاع روی تور به دلیل تغییرات مرکز ثقل بدن و یا فرود نامناسب بر روی یک پا تعادل خود را از دست می دهند که این امر سبب افزایش احتمالی صدمات آسیب رباط صلیبی قدامی می شود (۱۴). در همین راستا Takata و همکاران، اظهار داشتند که استفاده از کفی حمایت کننده قوس طولی-داخلی می تواند بر کنترل فرود و تعادل وضعیتی اندام تحتانی تاثیر مثبتی بگذارد (۱۵).

سرعت گام برداشتن کودکان با کف پای صاف می شود (۲۵). Nadeau و همکاران، نیز نشان داده اند که استفاده از کفی نیمه سخت هنگام فرود باعث کاهش ۵/۵ درصدی مقادیر اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین و کاهش ۴۰ درصدی اورژن پای برتر می شود که علت احتمالی آن را انعطاف پذیری این نوع کفی معرفی نمودند در نتیجه کفی ها نیروهای وارده بر قسمت های مختلف پا را در افرادی با ناهنجاری کف پای صاف کاهش می دهند (۲۶). لذا پژوهش حاضر به دنبال آن است تا اثرات مثبت و منفی کفی دبل دنسیتی را بر مقادیر نیروهای عکس العمل زمین در والیبالیست های نوجوان دارای پای پرونیت طی دویدن و فرود را مورد بحث و بررسی قرار دهد.

### روش کار

روش پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و کاربردی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر تمامی بازیکنان والیبالیست دختر و پسر شهرستان اردبیل با دامنه ی سنی ۱۷-۱۳ سال بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ آزمودنی دختر و پسر که در دو گروه ۱۵ نفری به صورت در دسترس و تصادفی انتخاب شدند. با استفاده از نرم افزار Gpower3.1، حجم نمونه آماری پژوهش حاضر ۳۰ نفر برآورد شد. تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی داری ۰/۰۵ حاصل شود (۲۸). معیار ورود شامل: والیبالیست های دارای پای پرونیت، سابقه حداقل ۳ سال فعالیت در تمرینات والیبال، داشتن بیش از ۱۰ میلی متر افتادگی استخوان نایکولار بود. معیار خروج شامل: داشتن اختلالات عصبی، سابقه آسیب دیدگی حداقل ۳ ماه گذشته یا کمتر، سابقه عمل جراحی ۶ ماه گذشته، مشکلات ساختاری و روانشناختی بود. برای تعیین میزان افتادگی استخوان نایکولار، اختلاف ارتفاع استخوان نایکولار 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. قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی ها شرح داده شد. آزمودنی ها رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. تمام بخش های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد. از صفحه نیروی برتک سه محوره (Bertec Corporation, Columbus, OH)، که قابلیت ثبت نیروهای عکس العمل زمین را در دامنه ۱۰ تا ۱۰۰۰ هرتز را داشت، برای اندازه گیری نیروهای عکس العمل زمین

کفی دبل دنسیتی دارای سفتی مختلفی در ناحیه بالشتک پاشنه می باشد که با شیب ۸ درجه داخل نسبت به خارج ساخته شده است. با توجه به سفتی متفاوت طراحی شده در این کفی ممکن است اثرات متفاوتی را در کاهش و رهاسازی نیروهای وارده از زمین در مکانیک فرود داشته باشد. والیبالیست ها همواره در جریان تمرینات و مسابقات ورزشی انواع حرکات انتقالی را انجام می دهند، ماهیت متفاوت انواع حرکات انتقالی سبب وارد شدن مقادیر متفاوت نیروهای عکس العمل زمین، و متعاقب آن افزایش نرخ بارگذاری و گشتاور حول مفاصل مچ پا و انگشتان می گردد. این عوامل سبب می شود که اندام تحتانی در معرض انواع آسیب های مربوط به رباط، لیگامان و عضلات قرار گیرد. پس نیاز است این نیروها از سمت زمین تقلیل و رهاسازی شود، امروزه با استفاده از تکنولوژی های جدید در طراحی انواع کفش های ورزشی و کفی ها به عنوان یکی از ابزارهای حمایتی برای کاهش بار و صدمات ناشی از فرود استفاده می شود. به نحوی که کفی های کفش یکی از عمومی ترین تکنیک های مورد استفاده برای ایجاد تغییر زوایای حرکات اندام تحتانی می باشد. اغلب درمانگران برای اصلاح پرونیشن پا از کفی های اصلاحی استفاده می کنند براساس مطالعات موجود استفاده از این کفی ها باعث تصحیح معنی دار چرخش داخلی ساق پا می گردد (۱۶). بر همین اساس برخی از محققان استفاده از کفی را در اصلاح راستای پا و زانو موثر می دانند (۱۷). پا در مقایسه با سایر بخش های بدن انسان تغییرات ساختاری بیشتری را از خود نشان می دهد یکی از مهمترین ویژگی های ساختاری پا ارتفاع قوس طولی داخلی به هنگام تحمل وزن است (۱۸). در درمان عارضه های اندام تحتانی همچون پرونیشن پا استفاده از کفی های طبی دارای حمایت کننده قوس پا رایج است (۱۹). یکی از مزایای استفاده از کفی ها می تواند مربوط به کاهش نرخ بارگذاری و گشتاور حول مفاصل اندام تحتانی می باشد (۲۰،۲۱). در همین راستا فرهپور و همکاران، استفاده از کفی های Arch support جهت اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونیشن پا توصیه کرده اند (۲۲). نتایج بعضی از تحقیقات گذشته بر پوشیدن کفی نشان دهنده جابه جایی مرکز فشار سمت خارجی بیشتر از قسمت داخلی بوده است (۲۳،۲۴). انواری و همکاران، در تحقیقی نشان دادند استفاده از کفی طبی باعث بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین و

را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دهند. در آخر آزمودنی ها برای پیشگیری از آسیب های احتمالی پس از اجرای کوشش ها، مشغول سرد کردن شدند. لازم به ذکر است که پای برتر (فرود) آزمودنی ها طبق تست شوت فوتبال تعیین گردید. لازم به ذکر است که کوششی صحیح در نظر گرفته می شد که مرکز صفحه نیرو بوسیله پای آزمودنی ها هنگام فرود لمس می شد و نرم افزار بطور صحیح داده های نیروهای عکس العمل زمین را ثبت می کرد.



شکل ۲. کفش Asics Gel-Cumulus 20

#### تجزیه و تحلیل آماری

روش آماری در این پژوهش با استفاده از آزمون واریانس دوسویه با اندازه گیری های تکراری انجام شد، جهت بررسی نرمال بودن داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک، و برای بررسی همگنی از آزمون لون در سطح معنی داری برابر  $P \leq 0.05$  استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار اکسل و نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد.

#### یافته ها

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی های فردی شرکت کنندگان که شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آن ها می باشد، در هر دو گروه دختران و پسران ارائه شده است (جدول ۱). همانطور که ملاحظه می شود با توجه به این که معنی داری های آزمون میانگین سن، قد و وزن در دو گروه بالاتر از  $0.05$  هستند، پس فرض ناهمگن بودن واریانس ها رد می شود و تفاوت این گروه ها معنی دار نیست.

استفاده شد (شکل ۱). در پژوهش حاضر نیرو در راستای عمودی (Fz)، راستای قدامی-خلفی (Fy) و راستای داخلی-خارجی (Fx) ثبت شد. اوج نیروها در نرم افزار Excel محاسبه شد.



شکل ۱. نمایش دستگاه صفحه نیرو

#### روش جمع آوری

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون اجرا شد. به این صورت که ابتدا تمامی آزمودنی ها از نظر اطلاعات در مورد پژوهش، مزایای کفی دبل دنسیتی مورد استفاده، خطرات پیشرفت پرونیشن پا، دویدن، فرود و آسیب های ثانویه توجیه شدند. سپس قبل از شروع آزمون، آزمودنی ها به مدت ۱۵ دقیقه به گرم کردن مفاصل و عضلات پرداختند. آزمودنی ها پشت دستگاه صفحه نیرو که در کف زمین تعبیه شده بود قرار گرفتند. نحوه گرم کردن آزمودنی ها شامل فعالیت هایی همچون دویدن های نرم به صورت رفت و برگشت در مسیره های ۱۸ متری سپس حرکات نرمشی، زانو بلند درجا، پروانه و طناب زدن به مدت ۵ دقیقه بود. از آزمودنی ها خواسته شد که با کفش ورزشی ASICS GEL-CUMULUS20 دویدن و فرود را انجام دهند (شکل ۲). تمامی آزمودنی ها ابتدا در پیش آزمون بدون کفی از ارتفاع ۴۰ سانتی متری عمل فرود را انجام دادند و در مرحله ی پس آزمون با اعمال مداخله (کفی دبل دنسیتی)، مجدد فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی متری را انجام دادند. آزمودنی های دختر و پسر که به صورت کاملاً تصادفی انتخاب شده بودند ۶ کوشش فرود از ارتفاع را انجام دادند که سه کوشش بدون کفی در مرحله پیش آزمون و سه کوشش با کفی در مرحله پس آزمون که مقایسه هر فرد با خودش در دو حالت با کفی و بدون کفی بود انجام گرفت. در ادامه از آزمودنی ها خواسته شد که با کفش ورزشی Asics Gel-Cumulus 20 در ۳ کوشش دویدن را بدون کفی و ۳ کوشش دویدن را با استفاده از کفی مربوط

جدول ۱. شاخص های دموگرافیک آزمودنی ها

| مشخصات                           | پسران (۱۵ نفر)                 | دختران (۱۵ نفر)                | مقدار (p) |
|----------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-----------|
|                                  | انحراف استاندارد $\pm$ میانگین | انحراف استاندارد $\pm$ میانگین |           |
| سن (سال)                         | ۱۴/۵۱ $\pm$ ۱/۹۵               | ۱۳/۱۴ $\pm$ ۱/۲۶               | ۰/۴۲۵     |
| قد (متر)                         | ۱/۶۹ $\pm$ ۰/۲۵                | ۱/۶۲ $\pm$ ۰/۲۵                | ۰/۱۹۸     |
| وزن (کیلوگرم)                    | ۵۷/۰۹ $\pm$ ۷/۰۶               | ۵۵/۲۸ $\pm$ ۴/۷۱               | ۰/۳۶۴     |
| شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع) | ۲۰/۰۴ $\pm$ ۰/۱۲               | ۲۱/۲۳ $\pm$ ۰/۲۸               | ۰/۱۲۴     |

بر اساس جدول شماره ۲، مقادیر نیروهای عکس العمل زمین طی دویدن آورده شده است. نتایج نشان داد که اثر عامل جنسیت برای متغیر اوج ماکزیمم و مینیمم نیروهای عکس العمل زمین در راستای عمودی ( $P_{Max}=0/009$ ) و قدامی-خلفی به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P_{Min}=0/024$ ) و نتایج تست تعقیبی نشان داد که در گروه پسران اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین کاهشی به اندازه ی ۱۴/۲۰ درصد داشت. همچنین نتایج تست تعقیبی در گروه دختران اوج نیروی قدامی-خلفی افزایشی معادل ۴۴/۴۹ درصد داشت. به علاوه نتایج نشان داد که اثر عامل ارتوز

در گروه پسران بر مقادیر زمان رسیدن به اوج اولیه ی نیروی عمودی عکس العمل زمین به لحاظ آماری معنی داری بود ( $P=0/021$ ). نتایج تست تعقیبی نشان داد که زمان رسیدن به اوج اولیه نیروی عمودی عکس العمل زمین در پسران با کفی ۳/۱۹ درصد افزایش داشت. همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل ارتوز بر شاخص نرخ بارگذاری ضربه به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P=0/044$ ). نتایج تست تعقیبی نشان داد که در گروه پسران نرخ بارگذاری موقع استفاده از کفی دبل دنسیتی کاهشی به اندازه ی ۸/۸۸ درصد داشت.

جدول ۲. مقادیر یافته های دویدن

| متغیرها         | پسران (۱۵ نفر)      |                     | دختران (۱۵ نفر)     |                     | اثر عامل جنسیت | اثر عامل ارتوز | اثر تعاملی ارتوز و جنسیت |
|-----------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|----------------|----------------|--------------------------|
|                 | بدون کفی            | با کفی              | بدون کفی            | با کفی              |                |                |                          |
| Max Fz          | ۱۱۵۰/۴۷ $\pm$ ۵۵/۹۸ | ۱۰۴۹/۸۵ $\pm$ ۸۵/۷۳ | ۱۳۲۰/۳۶ $\pm$ ۴۵/۷۳ | ۱۳۲۵/۳۶ $\pm$ ۲۵/۸۱ | *۰/۰۰۹         | ۰/۳۴۷          | ۰/۳۱۵                    |
| Min Fz          | ۴/۱۸ $\pm$ ۹۵۹/۱۶   | ۴/۰۲ $\pm$ ۹۴۵/۲۶   | ۲/۲۳ $\pm$ ۹۴۷/۹۷   | ۹۴۵/۷۵ $\pm$ ۴/۱۳   | *۰/۰۲۴         | ۰/۵۸۲          | ۰/۲۴۷                    |
| TTP             | ۳/۱۲ $\pm$ ۰/۱۴     | ۴/۴۶ $\pm$ ۰/۷۱     | ۳/۴۰ $\pm$ ۰/۲۸     | ۳/۰۸ $\pm$ ۰/۳۹     | ۰/۲۳۲          | *۰/۰۲۱         | ۰/۲۰۹                    |
| Max Fy          | ۲۰۷/۱۹ $\pm$ ۱۳/۶۸  | ۱۸۳/۳۸ $\pm$ ۱۴/۸۰  | ۱۲۰/۲۵ $\pm$ ۱۴/۶۶  | ۱۳۷/۲۵ $\pm$ ۲۳/۳۳  | *۰/۰۱۰         | ۰/۸۵۰          | ۰/۲۷۱                    |
| Min Fy          | -۱۹۵/۰۲ $\pm$ ۸/۲۸  | -۱۵۸/۱۶ $\pm$ ۴/۱۲  | -۱۲۵/۳۸ $\pm$ ۷/۱۷  | -۱۵۳/۲۰ $\pm$ ۴/۳۱  | ۰/۱۲۶          | ۰/۸۲۲          | ۰/۱۱۶                    |
| Max Fx          | ۶۶/۳۰ $\pm$ ۸/۴۱    | ۴۷/۱۱ $\pm$ ۲۸/۶۸   | ۴۸/۶۸ $\pm$ ۱۵/۷۸   | ۴۹/۲۹ $\pm$ ۲۵/۷۱   | ۰/۴۱۱          | ۰/۱۰۲          | ۰/۰۸۱                    |
| Min Fx          | -۵۹/۴۶ $\pm$ ۲۷/۷۰  | -۴۷/۵۶ $\pm$ ۲۶/۴۴  | -۵۱/۴۶ $\pm$ ۱۹/۵۷  | -۵۲/۶۵ $\pm$ ۲۲/۷۵  | ۰/۸۵۶          | ۰/۸۵۰          | ۰/۲۷۱                    |
| Loading Rate    | ۳/۷۸ $\pm$ ۰/۲۰     | ۲/۲۷ $\pm$ ۰/۱۴     | ۴/۱۸ $\pm$ ۰/۱۱     | ۴/۰۳ $\pm$ ۰/۸۲     | *۰/۰۱۳         | *۰/۰۴۴         | ۰/۳۰۳                    |
| Free Moment Max | ۳۳/۱۲ $\pm$ ۴/۱۸    | ۳۱/۹۸ $\pm$ ۸/۸۶    | ۲۸/۰۸ $\pm$ ۷/۲۸    | ۲۸/۱۰ $\pm$ ۴/۰۹    | ۰/۲۷۴          | ۰/۸۵۲          | ۰/۰۹۲                    |
| Free Moment Min | -۲۹/۸۷ $\pm$ ۷/۳۷   | -۲۸/۰۴ $\pm$ ۳/۱۳   | -۲۷/۱۹ $\pm$ ۰/۱۲   | -۲۷/۰۱ $\pm$ ۰/۰۱   | ۰/۹۲۱          | ۰/۸۱۲          | ۰/۴۷۸                    |
| Impulse x       | ۱۲/۲۱ $\pm$ ۲/۲۷    | ۱۱/۱۸ $\pm$ ۲/۸۹    | ۱۴/۸۵ $\pm$ ۲/۹۵    | ۱۲/۱۷ $\pm$ ۲/۰۱    | ۰/۴۵۸          | ۰/۳۶۵          | ۰/۲۸۶                    |
| Impulse Y       | ۵۵/۴۳ $\pm$ ۱۷/۲۵   | ۵۶/۱۵ $\pm$ ۱۵/۱۱   | ۵۷/۰۱ $\pm$ ۱۴/۱۹   | ۵۶/۱۸ $\pm$ ۱۳/۷۴   | ۰/۸۷۵          | ۰/۷۳۶          | ۰/۲۵۶                    |
| Impulse Z       | ۲۸۵/۷۴ $\pm$ ۷۴/۰۸  | ۲۸۱/۶۱ $\pm$ ۲۶/۲۹  | ۲۸۰/۱۳ $\pm$ ۱۶/۷۹  | ۲۸۳/۳۷ $\pm$ ۱۹/۰۴  | ۰/۴۵۴          | ۰/۶۳۲۵         | ۰/۴۲۵                    |

بر اساس جدول شماره ۳، مقادیر نیروهای عکس العمل زمین طی فرود آورده شده است. نتایج نشان داد که اثر عامل جنسیت در نیروهای عکس العمل زمین در ۳ راستای نیروی عمودی، نیروی داخلی-خارجی و قدامی-خلفی به

لحاظ آماری معنی دار بود ( $P<0/05$ ). سایر متغیرها طی فرود از مرحله ی بدون استفاده از کفی دبل دنسیتی تا مرحله ی استفاده از کفی دبل دنسیتی تفاوت معنی داری را نشان نداند ( $P>0/05$ ).

جدول ۳. مقادیر یافته های فرود

| متغیرها         | پسران (۱۵ نفر) |                 | دختران (۱۵ نفر) |               | اثر عامل جنسیت | اثر عامل ارتوز | اثر تعاملی ارتوز و جنسیت |
|-----------------|----------------|-----------------|-----------------|---------------|----------------|----------------|--------------------------|
|                 | بدون کفی       | با کفی          | بدون کفی        | با کفی        |                |                |                          |
| Max Fz          | ۱۵۳۹/۱۲±۶۷/۴۹  | ۴۸/۸۵±۱۰۵۱/۴۸۷۳ | ۱۶۲۵/۹۲±۷۱/۳۵   | ۱۲۸۴/۹۶±۸۷/۹۵ | *۰/۰۰۲         | ۰/۸۷۴          | ۰/۴۱۸                    |
| Min Fz          | ۸۵۴/۲۸±۹/۲۶    | ۴/۱۳±۸۴۲/۰۱     | ۷۴۲/۴۳±۹/۹۰     | ۷۲۸/۰۸±۷/۳۹   | *۰/۵۲۴         | ۰/۲۸۴          | ۰/۲۵۵                    |
| TTP             | ۰/۲۲±۰/۰۷      | ۰/۰۶±۰/۱۰       | ۰/۲۹±۰/۰۱       | ۰/۱۲±۰/۰۱     | ۰/۵۷۳          | ۰/۵۸۴          | ۰/۱۷۰                    |
| Max Fy          | ۲۱۶/۹۰±۷/۵۴    | ۲۱۸/۲۰±۴/۰۲     | ۲۲۱/۷۲±۴/۶۰     | ۲۳۵/۸۲±۳/۰۳   | ۰/۵۳۷          | ۰/۶۶۶          | ۰/۱۴۱                    |
| Min Fy          | -۹۷/۵۷±۱۶/۹۰   | -۱۰۲/۲۸±۲/۵۲    | -۱۱۵/۱۸±۴/۱۸    | -۱۰۹/۸۰±۸/۲۸  | *۰/۰۰۹         | ۰/۴۶۴          | ۰/۲۷۴                    |
| Max Fx          | ۴۳/۳۲±۱/۱۴     | ۱/۲۵±۴۹/۵۰      | ۳۶/۳۴±۱/۳۸      | ۴۲/۶۴±۱/۲۵    | ۰/۴۷۶          | ۰/۸۶۴          | ۰/۳۴۳                    |
| Min Fx          | -۶۰/۲۰±۱۷/۳۴   | ۱۷/۳۳±۵۹/۴۴     | -۴۷/۲۱±۱۳/۵۳    | -۳۴/۱۹±۱۳/۵۵  | *۰/۰۱۰         | ۰/۹۹۳          | ۰/۵۵۵                    |
| Loading Rate    | ۸/۱۳±۱/۲۴      | ۲/۸۹±۶/۱۲       | ۷/۱۸±۳/۷۵       | ۶/۲۳±۲/۲۲     | ۰/۲۹۶          | ۰/۳۷۵          | ۰/۳۳۳                    |
| Free Moment Max | ۲۳/۱۹±۵/۴۵     | ۲۲/۲۸±۶/۳۴      | ۳۳/۱۲±۷/۲۴      | ۳۰/۷۵±۷/۱۴    | ۰/۲۱۴          | ۰/۵۸۲          | ۰/۹۶۳                    |
| Free Moment Min | -۹/۷۴±۰/۲۱     | -۸/۴۵±۰/۳۶      | -۱۱/۲۰±۰/۷۵     | -۱۲/۹۷±۰/۱۲   | ۰/۱۲۴          | ۰/۲۵۳          | ۰/۷۵۴                    |
| Impulse x       | ۲۵/۷۱±۰/۱۴     | ۲۲/۲۵±۰/۱۹      | ۲۴/۳۴±۰/۱۱      | ۲۲/۵۷±۰/۰۹    | ۰/۴۷۵          | ۰/۳۶۴          | ۰/۳۶۴                    |
| Impulse Y       | ۳۵/۴۳±۶/۰۳     | ۳۰/۰۲±۵/۹۵      | ۴۲/۱۸±۲/۵۷      | ۴۵/۲۸±۴/۱۳    | ۰/۱۲۵          | ۰/۷۵۸          | ۰/۳۳۳                    |
| Impulse Z       | ۳۱۳/۲۸±۲۲/۱۲   | ۳۲۳/۱۳±۲۰/۱۹    | ۳۶۴/۶۷±۱۷/۵۷    | ۳۵۸/۳۰±۱۸/۳۱  | ۰/۴۵۷          | ۰/۲۵۶          | ۰/۱۷۸                    |

## بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر آنی کفی دبل دنسیتی بر مقادیر نیروهای عکس العمل زمین در والیبالست های نوجوان طی دویدن و فرود بود. نتایج نشان داد که اثر عامل ارتوز در گروه پسران بر مقادیر زمان رسیدن به اوج اولیه ی نیروی عمودی عکس العمل زمین طی دویدن به لحاظ آماری معنی داری بود ( $P=0/021$ ). همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل ارتوز در گروه پسران بر شاخص نرخ بارگذاری طی دویدن به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P=0/044$ ). سایر متغیرها طی دویدن و فرود از مرحله ی بدون استفاده از کفی تا مرحله ی استفاده از آن تفاوت معنی داری را نشان نداد ( $P>0/05$ ).

نتایج تحقیق حاضر به نوعی با نتایج حبیبی و همکاران (۲۹)، و Jaen و همکاران (۳۰)، که اظهار داشتند ابزارهای حمایتی همچون کفی می تواند بر مکانیک فرود افراد موثر باشد ناهمسو می باشد و با نتایج جعفرزادگرو و همکاران (۱۶)، ولی زاده اورنج و همکاران (۱۷)، که بیان کردند کاهش نرخ بارگذاری در ارتباط مستقیمی با کاهش آسیب است همسو می باشد. جعفرزادگرو و همکاران، در یک مطالعه به این نتیجه رسیدند که استفاده از ارتوزهای حمایتی در فعالیت های بدنی مختلف مانند فرود باعث کاهش نیروهای عکس العمل زمین می شود (۱۶). همچنین ولی زاده اورنج

و همکاران، در تحقیقی نشان دادند که استفاده از بریس های حمایتی میزان نیروهای عمودی عکس العمل زمین را طی فرود کاهش می دهد (۱۷)، که با نتایج پژوهش حاضر همسو می باشد. به نظر می رسد یکی از دلایل ناهمسو بودن نتایج مطالعات پیشین با مطالعه حاضر را می توان به تفاوت های الگوی حرکات انتقالی، سفتی و شکل کفی ها ربط داد. پرونیشن کف پا می تواند باعث انحراف غیرطبیعی پا شود که باعث بارگذاری غیرطبیعی مفصل مچ پا و مفصل ساب تالار شود. تحقیقات قبلی نشان داده است که استفاده کفی ها می تواند بر درمان پرونیشن پا موثر باشند (۳۱، ۳۲)، به نحوی که امروزه کفی های طبی در درمان ناهنجاری های اندام تحتانی به عنوان ابزاری جهت بازتوانی الگوهای حرکتی بیماران استفاده می شوند (۳۳). نرخ بارگذاری عمودی شاخصی از ضربه است که به راستای بدن وارد می شود و با آسیب های اندام تحتانی در ارتباط است (۱۸). پاسخ بارگذاری عمودی در ارتباط با زمان است و نرخ بارگذاری عمودی کمتر با آسیب کمتر در ارتباط است و می توان با ارائه ابزارهای تمرینی نرخ بارگذاری عمودی بالا را کاهش داد. نتایج پژوهش حاضر با یافته های قربانپور و همکاران (۱۹)، برغمندی و همکاران (۲۰) هم سو می باشد. به نظر می رسد بهبود عملکرد ورزشی موجب جذب و تعدیل بیشتر نیروهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی می شود، چرا که عدم جذب مناسب نیروهای وارده به

در افراد مبتلا به ناهنجاری های مختلف از اهمیت کلیدی برخوردار است. این شاخص مرتبط با تعادل بدن بوده و تعیین کننده مشارکت عضلانی مورد نیاز برای حفظ تعادل فرد در سطح افقی می باشد (۲۶، ۲۷)، بنابراین، مطالعه شاخص گشتاور آزاد می تواند محققان بیومکانیک را در فهم بهتر سازوکار متغیرهای بیومکانیکی فرد هنگام حرکات انتقالی یاری نماید (۲۸، ۳۴)، گشتاور آزاد مقدار بار پیچشی که به پا در طی دویدن وارد می شود را مورد اندازه گیری قرار می دهد. علاوه بر آن محققان اشاره کرده اند که اگر فردی دارای گشتاور بزرگتری باشد احتمالاً نشان دهنده حرکات زیاده تر بدن او در صفحه عرضی است (۱۷)، که خود می تواند نشان دهنده بی ثباتی باشد. به نظر می رسد در تحقیق حاضر استفاده از کفی دبل دنسیتی در افراد مبتلا به پای پرونیت تاثیر معنی داری نداشته است.

یافته های پژوهش حاضر در گروه دختران و پسران والیبالیست نشان داد که اثر عامل ارتوز به طور مستقیم در فرود نقش نداشته است. کفی دبل دنسیتی در زمان رسیدن به اوج اولیه TTP ناشی از نیروهای عکس العمل زمین سبب کاهش مقادیر نیروهای وارده ناشی از دویدن کف پا در آزمودنی ها شد. بطوری که اختلاف معنی داری را در مرحله بدون کفی و با کفی به وجود آورد. در تبیین نتایج زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین می توان اظهار نمود که هر چه زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین افزایش یابد میزان اثرگذاری نیروها در هر حرکات انتقالی کاهش یافته و در نتیجه احتمال بروز آسیب کمتر خواهد بود (۱۸). در پژوهش حاضر زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین افزایش معنی داری را نشان داد. در همین راستا انواری و همکاران، طی پژوهشی به ارتباط معکوس زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری اشاره کرده اند، به نحوی که نشان دادند کاهش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین منجر به افزایش نرخ بارگذاری و آسیب خواهد شد و بالعکس (۳۵). احتمالاً یکی از دلایل افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین و متعاقب آن کاهش نرخ آسیب در افراد مبتلا به پرونیشن پا کاهش مولفه ی عمودی نیروی عکس العمل زمین به هنگام حرکات انتقالی است (۳۶). این مطالعه نیز همانند سایر مطالعات دارای محدودیت های بود که تعمیم پذیری نتایج را مشکل می سازد؛ از جمله این محدودیت ها می توان به عدم

مفاصل اندام تحتانی در طی فعالیت های روزمره، ورزشی و تفریحی موجب شکستگی های می گردد و افزایش نرخ بارگذاری را به دنبال دارد و در نتیجه موجب فعال شدن مراکز استخوان سازی ثانویه می شود. این فرآیند منجر به نازک شدن و افزایش انهدام غضروف مفصلی می گردد (۲۱). در ادامه افزایش دانسیته استخوان زیر غضروف خاصیت جذب ضربه بافت زیر غضروف را کاهش می دهد و موجب کاهش عملکرد زانو می شود و همانطور که گفته شد افزایش نرخ بارگذاری را به دنبال دارد (۲۲). به نظر می رسد در پژوهش حاضر استفاده از کفی دبل دنسیتی با بهبود شاخص نرخ بارگذاری توانسته موجب جذب بیشتر نیروهای وارده طی دویدن در افراد مبتلا به پای پرونیت گردد. ایمپالس معادل انتگرال نیروی عکس العمل زمین می باشد که به اندازه حرکت بدن معادل است (۷). افزایش ایمپالس در راستای عمودی و کاهش ایمپالس در راستای داخلی-خارجی می تواند افزایش انرژی مصرفی و افزایش ریسک افتادن یا سقوط را به دنبال داشته باشد. این موارد می تواند سبب عملکرد ضعیف و کاهش کیفیت زندگی در افراد دارای پای پرونیت شود (۲۳). از جمله علل احتمالی کاهش (بهبود) ایمپالس در راستای عمودی و افزایش (بهبود) ایمپالس در راستای داخلی-خارجی را می توان به افزایش قدرت عضلانی اشاره کرد (۲۳، ۲۴). که در نتیجه منجر به گام برداری بهتر و هماهنگ تر در طی دویدن شده است. به نظر می رسد اثر آنی استفاده از کفی دبل دنسیتی تاثیر معنی داری بر ایمپالس در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نداشته است. احتمالاً عدم تاثیرگذاری این نوع کفی به دلیل دنسیتی متفاوت آن باشد.

در پژوهش حاضر به لحاظ آماری هیچ تفاوتی از مرحله پیش آزمون تا پس آزمون برای متغیر گشتاور آزاد مشاهده نشد. در تبیین این یافته ها می توان اینطور بیان کرد که متغیر گشتاور آزاد یکی از مؤلفه های نیروی عکس العمل زمین است که میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی را نشان می دهد (۷). همچنین طی پژوهش های اخیر بیان شده است که می توان از شاخص گشتاور آزاد به عنوان یک شاخص جهت تشخیص میزان آسیب اندام تحتانی و نیروهای پیچشی وارده به اندام تحتانی استفاده کرد (۲۵). بررسی شاخص گشتاور آزاد، که عبارتست از گشتاور نیرو در پاها حول محور عمودی که از مرکز فشار می گذرد، برای ارزیابی مقدار و جهت گشتاورهای نیرو در

#### ملاحظات اخلاقی

پروتکل اخلاقی این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1401.140 بود.

#### سیاسکزاری

از تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه کمال تشکر و قدردانی را داریم.

#### تعارض منافع

در مطالعه حاضر هیچ گونه تعارض منافع ما بین نویسندگان گزارش نشده است.

بررسی تفاوت‌های فیزیولوژیکی، عدم ثبت همزمان متغیرهای کینتیکی، کینماتیکی و سرعت بلوغ رشدی دختران نسبت به پسران اشاره کرد. لذا در تصمیم‌گیری و تصمیم‌دادن به کل جامعه باید احتیاط کرد. لذا پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده با جامعه آماری بیشتر و با بررسی همزمانی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مورد بررسی قرار گیرد.

#### نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد استفاده از کفی دبل‌دنسیتی با افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و کاهش نرخ بارگذاری ضربه منجر به کاهش ریسک آسیب‌های اندام تحتانی در پسران والیبالیست‌ها نوجوان می‌گردد.

#### References

1. Silva AF, Clemente FM, Lima R, Nikolaidis PT, Rosemann T, Knechtle B. The effect of plyometric training in volleyball players: A systematic review. International journal of environmental research and public health. 2019;16(16):2960. <https://doi.org/10.3390/ijerph16162960>
2. Powell JW, Schootman M. A multivariate risk analysis of selected playing surfaces in the National Football League: 1980 to 1989: an epidemiologic study of knee injuries. The American journal of sports medicine. 1992;20(6):686-94. <https://doi.org/10.1177/036354659202000609>
3. Häkkinen K. Changes in physical fitness profile in female volleyball players during the competitive season. The Journal of sports medicine and physical fitness. 1993;33(3):223-32.
4. De Loes M. Epidemiology of sports injuries in the Swiss organization. International journal of sports medicine. 1995;16(02):134-8. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972980>
5. Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, Yung PS-H, Chan K-M. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Sports medicine. 2007;37:73-94. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737010-00006>
6. Yousefi N, Amiri A, Jamshidi AA, Kamyab M. Effect of plantar flexion and eversion on mediolateral ground reaction force in subjects with functional ankle instability. Modern Rehabilitation. 2012;6(1). URL: <http://mrj.tums.ac.ir/article-1-46-en.html>
7. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013. <https://doi.org/10.7360-9340-0>
8. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical biomechanics. 2011;26(1):78-83. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003>
9. Tomasiak E, Wychowski M, Kaczmarczyk K, Gajewski J. Kinetic analysis of gait in adults with asymptomatic flatfoot. <https://doi.org/10.37190/ABB-01966-2021-03>
10. Seagers K, Uhlrich SD, Kolesar JA, Berkson M, Janeda JM, Beaupre GS. Changes in foot progression angle during gait reduce the knee adduction moment and do not increase hip moments in individuals with knee osteoarthritis. medRxiv. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111204>
11. Lobietti R, Coleman S, Pizzichillo E, Merni F. Landing techniques in volleyball. Journal of sports sciences. 2010;28(13):1469-76. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.514278>
12. Fatahi A, Sadeghi H, Yousefian Molla R, Ameli M. Selected kinematic characteristics analysis of knee and ankle joints during block jump among elite junior volleyball players. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 2019;9(3):161-8. <https://doi.org/10.32598/ptj.9.3.161>
13. Shokrian F, Khezri D, Matinhomae H, Fatahi A. Comparison of dynamic parameters of landing from different heights of professional elite volleyball players. Journal of Advanced Sport

- Technology. 2022;6(1):9-18. <https://doi.org/10.22098/JAST.2022.1660>
14. Xu D, Jiang X, Cen X, Baker JS, Gu Y. Single-leg landings following a volleyball spike may increase the risk of anterior cruciate ligament injury more than landing on both-legs. *Applied Sciences*. 2020;11(1):130. <https://doi.org/10.3390/app11010130>
15. Takata Y, Sugimoto M, Iwamoto K, Kitsunai I, Sugiyama K, Kimura K. Medial Longitudinal Arch Pad Influences Landing Control of the Lower Limbs during Single-Leg Jump-Landing. *Health*. 2020;12(12):1610-9. <https://doi.org/10.4236/health.2020.1212117>
16. Jafarnejadgero A, Abadi AMM, Yadegar A, Ghorbanloo F, Orang AV. The effect of graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the frequency spectrum of ground reaction forces in individuals with genu valgum during landing. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2021;43(2):220-9. <https://doi.org/10.34172/mj.2021.048>
17. Valizadehorang A, Ghorbanlou F, Jafarnejadgero AA. Effect of using graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the ground reaction forces components in individuals with genu valgum during landing. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2020;22(2):1-8.
18. Alavi Mehr SM, Jafarnejadgero 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. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2018;17(1):27-38. <https://doi.org/10.17353/165.1397.17.1.8.7>
19. Ghorbanloo F, Jafarnejadgero A. The Effect of Corrective Exercises Using Thera-Band on Components of Ground Reaction Force in Boy Students with Genu Valgum during Running: A Clinical Trial Study. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2020;19(7):661-76. <https://doi.org/10.29252/jrums.19.7.661>
20. Barghamadi M, Jafarnejad A, Gomar M. Effects of genu valgus corrective training on asymmetry index of ground reaction force characteristics during bilateral drop landing. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2018;14(27):49-63. <https://doi.org/10.22080/JAEP.2018.1794>
21. Jahani MR, Jalalvand A, Soltani N, Kaki K. Comparison of ground reaction forces and the amount of load introduced during crossover landing in people with flat foot and healthy individuals. *Journal of Health Promotion Management*. 2020;9(4):33-44. URL: <http://jhpm.ir/article-1-1144-en.html>
22. Lee KK, Ling SK, Yung PS. Controlled trial to compare the Achilles tendon load during running in flatfoot participants using a customized arch support orthoses vs an orthotic heel lift. *BMC musculoskeletal disorders*. 2019;20(1):1-12. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2898-0>
23. Yen S-C, Schmit BD, Wu M. Using swing resistance and assistance to improve gait symmetry in individuals post-stroke. *Human movement science*. 2015;42:212-24. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.010>
24. Uchida MC, Nishida MM, Sampaio RAC, Moritani T, Arai H. Thera-band elastic band tension: reference values for physical activity. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(4):1266-71. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1266>
25. 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.022>
26. Nadeau S, Teixeira L, McBride I. Analysis of the weight bearing strategy during gait using the support moment and contributions to the support moment. *Gait & Posture*. 1997;5:21-7.
27. Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of biomechanics*. 1980;13(11):923-7. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90162-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90162-1)
28. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture*. 1997;6(1):1-8. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01094-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01094-6)
29. Gheitani 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. *Studies in Sport Medicine*. <https://doi.org/10.1001.1.2322.1658.1399.12.27.9.8>

30. Jaén-Carrillo D, García-Pinillos F, Latella C, Moore SR, Cartón-Llorente A, Roche-Seruendo LE. Influence of footwear, foot-strike pattern and step frequency on spatiotemporal parameters and lower-body stiffness in running. *Journal of Sports Sciences*. 2022;40(3):299-309. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1992884>
31. Mokhtari Malek Abadi A, Jaafarnejad A, Alipour Sarinasirlou M, Sorkheh E, Majlesi M. Effects of Running with Different Patterns on the Values of Loading Rates, Impulses, and Free Moment during Running. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020;9(1):123-36. <https://doi.org/10.22037/JRM.2019.111597.2071>
32. Mills N. *Polymer foams handbook: engineering and biomechanics applications and design guide*: Elsevier; 2007. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-8069-1.X5000-4>
33. Lucas-Cuevas AG, Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Macián-Romero C, Sánchez-Zuriaga D. Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue. *Journal of sports sciences*. 2014;32(18):1712-21. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915422>
34. Dalleau G, Allard MS, Beaulieu M, Rivard C-H, Allard P. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *European Spine Journal*. 2007;16(10):1593-9. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0404-0>
35. Anvari SM, Jaafarnejad AA, Eskandri S. Effects of Shoe Lifespan on Gait Kinetics in Women With Knee Genu Varum and Healthy Peers. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022;11(1):28-39. <https://doi.org/10.32598/SJRM.11.1.3>
36. Dehghani M, Mokhtari Malek Abadi A, Jafarnejadgero AA. Effect of Knee Brace on the Electric Activity of Selected Lower Limb Muscles during Walking in Older Adults. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022;11(1):14-27. <https://doi.org/10.32598/SJRM.11.1.2>