Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Spring 2024, Volume 10, Issue 3 10.22034/IJRN.10.3.43

Effects of Immediate and Long-term Use of Arch Support Insoles on the Frequency Spectrum in Handball Players with Flat Feet

Mohsen Barghamadi[1*], Amir Fatollahi[2], Morteza Shohrzadesarbanlar[3]

1- Assotiated Professor in Sport Biomechanics, Factully of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2-PhD in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3-MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Corresponding Author: Mohsen Barghamadi, Assotiated Professor in Sport Biomechanics, Factully of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: barghamadi@uma.ac.ir

Received: 2023/2/26 Accepted: 2023/8/29

Abstract

Introduction: The ground reaction force frequency spectrum analysis of handball players is an important method to determine effective parameters of sports performances. The frequency spectrum of ground reaction forces in handball players is important to determine parameters affecting sports performance. Therefore, this study aimed to contrast the comparison effects of immediate and long-term use of arch support insoles on the ground reaction forces frequency spectrum in the handball players' three-step shot technique with flat feet during landing.

Methods: This study was a semi-experimental and laboratory type. Participants were randomly divided into three equal groups, including the control group, an immediate intervention group, and a long-term intervention group. A force plate was included in the walkway to collect ground reaction forces. The normality distribution of data was examined and confirmed by using the Shapiro-Wilk Test. One-way ANOVA test was used to analyze the data. All analyses were performed using Statistical Package for Social Sciences (SPSS) version 24.

Results: In the media-lateral direction, the median frequency component showed a significant difference during the landing of the handball players' three-step shot technique between the three groups (P=0.043; F=3.54). Also, in the media-lateral direction, the band frequency component showed a significant difference during the landing of the handball players' three-step shot technique between the three groups (P=0.044; F=3.55). Other components of the ground reaction force frequency spectrum during landing did not show any significant difference (P>0.05).

Conclusions: It seems a lower frequency spectrum during landing after immediate and long-term use of arch support insoles, reduced the risks of lower limb injuries and instability of ankle in the handball players with flat feet during the three-step shot technique. This needs to be verified in future studies.

Key Words: Flat feet, Arch support insoles, Frequency spectrum, Land.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
بهار ۱۴۰۳، دوره ۱۰، شماره ۳
10.22034/IJRN.10.3.43

اثر آنی و طولانی مدت کفی حفظ قوس پا بر طیف فرکانس هندبالیست های دارای پای صاف

محسن برغمدی[1*]، امیر فتح الهی[2]، مرتضی شکرزاده ساربانلار [3]

۱- دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲- دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۳-کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

نویسنده مسئول: محسن برغمدی، دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ایمیل: barghamadi@uma.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۴۰۱ /۷/۱۲ پذیرش مقاله: ۱۴۰۲ /۶/ ۷

چکیده

مقدمه: یکی از روش های مهم برای تایین پارامترهای عملکردی هندبالیست ها ارزیابی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین بازیکنان است. تجزیه و تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در بازیکنان هندبال روشی مهم برای تعیین پارامترهای موثر بر عملکرد ورزشی است. بنابراین، هدف از مطالعه حاضر، مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی حفظ قوس پا بر روی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در تکنیک شوت سه گام هندبالیست های با پای صاف طی فرود بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ مرد دارای پای صاف بودند که در پژوهش شرکت کردند. آزمودنی ها بطور تصادفی در سه گروه، گروه اول کنترل، گروه دوم مداخله آنی و گروه سوم مداخله طولانی مدت قرار گرفتند. از صفحه نیرو برای جمع آوری نیروهای عکس العمل زمین در مسیر حرکت استفاده شد. با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک نرمال بودن توزیع داده ها تایید شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون آنالیز واریانس یک راهه استفاده شد. تمامی تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ انجام شد.

یافته ها: در جهت داخلی-خارجی، مولفه فرکانس میانه طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه تفاوت معنی داری را نشان داد ($F=۳/۵۴$؛ $P=۰/۰۴۳$). همچنین در جهت داخلی-خارجی، مولفه فرکانس باند طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه تفاوت معنی داری نشان داد ($F=۳/۵۵$؛ $P=۰/۰۴۴$). سایر اجزای طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی فرود تفاوت معنی داری را نشان ندادند ($P>۰/۰۵$).

نتیجه گیری: به نظر می رسد با کاهش مولفه های طیف فرکانس طی فرود پس از استفاده آنی و طولانی مدت کفی حفظ قوس پا، خطر آسیب دیدگی اندام تحتانی و ناپایداری مفصل مچ پا در تکنیک شوت سه گام بازیکنان هندبال با پای صاف کمتر می شود. با این حال، برای اظهار نظر دقیق تر نیاز به مطالعات بیشتری در این زمینه است.

کلیدواژه ها: پای صاف، کفی حفظ قوس پا، طیف فرکانس، فرود.

مقدمه

ورزش هندبال در میان نوجوانان، جوانان طرفداران زیادی دارد. در بازی هندبال همانند سایر رشته های ورزشی، شرکت کنندگان سعی بر کسب برتری دارند (۱). در این بین کسب دانش بیشتر و رسیدن به عوامل ایجاد برتری نظیر قدرت بدنی، مهارت و ابزار مورد استفاده دارای اهمیت است. یکی از راه های رسیدن به دانش مورد نظر علم بیومکانیک است. تحلیل کینتیکی و حرکت شناسی تکنیک های یک ورزش خاص می تواند اطلاعات مفیدی درباره ساختار واقعی تکنیک ورزشی ارایه دهد و از این طریق

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]
[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

تکنیک های جدید و کارآمدتری در آموزش ورزشکاران ایجاد کرد . مهارت های ورزشی، درواقع حرکات بنیادی پیشرفته ای هستند که با نیازهای ویژه یک فعالیت ورزشی تطابق یافته و برای اجرای آن مهارت های ویژه، پالایش و ترکیب شده اند (۱, ۲). به همین دلیل آشنایی با مبانی بیومکانیک حرکات راهی برای درک بهتر حرکات پایه و پیچیده فعالیت های ورزشی است که هدف آن بهبود کیفیت مهارت های ورزشی و افزایش توانایی شخص در این مهارت ها است (۳). همچنین اندام تحتانی در بررسی بیومکانیک حرکات دارای اهمیت است . پا قسمت اصلی بر هم کنش بدن با زمین است، زیرا سه عملکرد عمده ی پا طی حرکت شامل جذب نیروی برخوردی، حفظ تعادل و انتقال نیروی جلو برنده است . وضعیت غیرطبیعی پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس کف پا یک عامل مستعدکننده و حتی ایجادکننده اختلال عملکرد پا و اندام تحتانی است؛ از این رو بررسی ساختار پا با هدف عملکرد موثر آن در طول فعالیت های ورزشی بسیار حائز اهمیت است (۴). ناهنجاری های پاسچرال از عوامل موثر در اختلال عملکرد طبیعی اندام پا در حرکات و تکنیک های مختلف ورزشی هستند. میزان شیوع ناهنجاری پای صاف در افراد بالغ ۲۳ درصد و در هندبالیست ها ۷۷/۹ درصد گزارش شده است (۲, ۵). پای صاف به طور معمول با درد در ناحیه پا و کاهش عملکرد طبیعی پا همراه است که می تواند بر توانایی و قابلیت ورزشی افراد تاثیر منفی بگذارد. افراد دارای پای صاف، افزایش در چرخش داخلی تیبیا، ران و اداکشن ران را نشان می دهند که ممکن است منجر به تغییر در راستای پاسچر اندام تحتانی نظیر افزایش زاویه Q، آنتی ورژن ران، پیچش تیبیا، یا اختلاف طول پاها شود (۶). این توالی اتفاقات ممکن است در نهایت با آسیب هایی مانند حساسیت فاسیای پلانتار، شلی رباط ها، بی ثباتی داخلی مچ پا و در نتیجه اسپرین مچ پا، آسیب زانو و کمردرد همراه باشد (۷). روش های درمانی مختلفی همچون کفی طبی، کفش کنترل حرکتی و ورزش درمانی برای درمان و پیشگیری از پیشرفت عارضه پای صاف پیشنهاد می شود. استفاده از کفی پا، منجر به اصلاح ارتفاع قوس طولی-داخلی کف پا می شود که به تغییرات موضعی حرکت و الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی بستگی دارد (۸). نیروی عکس العمل زمین به عنوان آشکارسازی کینتیکی ناشی از جمع آوری بسیاری از مؤلفه های نوسانی اجزای آناتومیک مانند عضلات، مفاصل و اعصاب طی حرکات در نظر گرفته شده است . برای ارزیابی محتوای فرکانسی سیگنال های نیروی عکس العمل زمین روش های مختلفی وجود دارد، یکی از این روش ها استفاده از تبدیل فوریر است (۹, ۱۰). محتوای فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی فعالیت های ورزشی می تواند نقش مهمی در درمان های بالینی داشته باشد (۱۱).

تاثیرات منفی عارضه پای صاف در هندبالیست ها بدلیل پرش و فرود متداول این ورزشکاران و همچنین کاهش ارتفاع قوص کف پا که در نتیجه آن برخی از نیروهای عکس العمل زمین بدلیل عدم جذب شوک مناسب باعث بروز مشکلاتی نظیر آسیب دیدگی و کاهش عملکرد طبیعی اندام تحتانی می شود. مطالعات متعددی نشان دادند که حین فرود نیرویی در حدود ۵ برابر وزن بدن بر اندام تحتانی وارد می‌شود (۱۲). آسیب های ورزشی ناشی از نیروهای واره بر بدن هنگام فرود بیشتر از ۷۰ درصد گزارش شده است. نیروهای عکس‌العمل زمین در تحقیقات پیشین به عنوان یک شاخص خطر در به وجود آمدن آسیب های اندام تحتانی نامبرده شده است (۱۳,۱۴). از طرفی تلاش بازیکنان هندبال برای کسب برتری در مسابقات ورزشی از طریق بهبود عملکرد بیومکانیک اندام تحتانی، افزایش مهارت ورزشی و همچنین پیشگیری از آسیب دیدگی این افراد پس از خستگی، نیاز بر استفاده از روش های درمانی مکانیکال عارضه پای صاف نظیر کفی حفظ قوس پا احساس می شود (۳, ۴, ۱۵, ۱۶). در مطالعات نشان داده اند که نیروی عکس‌العمل عمودی و نرخ بارگذاری در راه رفتن و دویدن هنگام استفاده از کفی تسکین دهنده فشار، کفی متداول (اتیل وینیل استات) و کفی نیمه سخت کاهش می یابد (۱۳, ۱۷). در برخی مطالعات پیشنهاد شده از کفی هایی که نیروی وارده بر بدن را کاهش داده اند برای پیشگیری و کاهش ریسک آسیب در رشته های ورزشی مرتبط با حرکات پرش و فرود نظیر هندبال، والیبال و بسکتبال استفاده شود (۱۸). کفی حفظ قوس پا برای اصلاح راستای بیومکانیکی جهت کاستن صافی پا پیشنهاد شده است (۱۹). پژوهشی کاسته شدن درد را به علت استفاده از کفی حفظ قوس پا در افراد دارای پای صاف گزارش نموده است (۲۰). با توجه به ساختارکفی حفظ قوس پا، قوس طولی-داخلی پا در صفحه فرونتال حمایت می‌شود که می تواند باعث کاهش مقادیر طیف فرکانس مؤلفه های نیروی عکس‌العمل زمین شود. با توجه به اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

العمل زمین به لحاظ کلینیکی، اثر تداخل درمانی همچون کفی حفظ قوس پا بر روی مؤلفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی تکلیفی همچون فرود در بازیکنان هندبال دارای عارضه پای صاف تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است، در نتیجه هدف از مطالعه حاضر، مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی حفظ قوس پا بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در تکنیک شوت سه گام هندبالیست های با پای صاف طی حرکت فرود است.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. نرم افزار Power * G ۱/۳ نشان داد که تعداد نمونه مورد نیاز جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر ۰/۷ با سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۰ نفر در هر گروه می باشد. جامعه آماری پژوهش حاضر شامل بازیکنان هندبال لیگ استان اردبیل بود. نمونه های آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ هندبالیست مرد دارای پای صاف بودند که در آزمون شرکت کردند. در این پژوهش سابقه بازی هندبالیست ها، بیشتر از ۵ سال در لیگ های استانی می باشد. آزمودنی ها بطور تصادفی در سه گروه تخصیص داده شدند. گروه اول کنترل، به تعداد ۱۰ نفر که تمرینات هندبال خود را به مدت ۸ هفته (۵ جلسه در هفته) با کفی کفش خود انجام دادند. گروه دوم مداخله آنی، به تعداد ۱۰ نفر که تمرینات هندبال خود را به مدت ۸ هفته (۵ جلسه در هفته) با کفی کفش خود انجام دادند و طی پس آزمون از کفی حفظ قوس پا استفاده کردند. گروه سوم مداخله طولانی، به تعداد ۱۰ نفر که تمرینات هندبال خود را به مدت ۸ هفته (۵ جلسه در هفته) با کفی حفظ قوس پا انجام دادند. افرادی که بیشتر از ۱۰ میلی متر افتادگی استخوان ناوی کولار بودند، به عنوان افراد دارای پای صاف معرفی شدند (۲۱). شرایط آزمودنی ها به گونه ای بود که در هر دو پای آن ها صاف بود و هیچگونه سابقه پیچ خوردگی مچ پا طی یک سال گذشته را نداشتند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه ی شکستگی، جراحی، بیماری های ارتوپدی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته در زمان اجرای پژوهش بود (۲۲). پای برتر آزمودنی ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۲۳). جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی دریافت گردید و در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.UMA.REC.1401.081) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل می باشد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد (۲۴).

به منظور تعیین ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی ها از شاخص افتادگی استخوان ناوی کولار با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد (۲۵). برای اجرای این آزمون، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه قرار دهد. ارتفاع صندلی به گونه ای تنظیم شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار بگیرد. مفصل ران در این حالت هیچ گونه ابداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار گرفت و آزمونگر انگشت شست و نشانه دستش را جلوی لبه قدامی نازک نی و قسمت قدامی و تحتانی قوزک داخلی قرار داد و لبه های داخلی و خارجی برجستگی قاپ را لمس کرد. آزمودنی پشت پا و مچ پا را اندکی به داخل و خارج متمایل کرد تا جایی که فرورفتگی های زیر دو انگشت اشاره و شست در یک سطح برابر از نظر افقی احساس شوند. هنگامی که مچ پا در چنین وضعیت قرار گرفت (وضعیت خنثی)، محل برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت گذاری شد. سپس با استفاده از خط کش، فاصله ی برجستگی استخوان ناوی کولار تا سطح جعبه در واحد میلی متر اندازه گیری شد. از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه ای که وزن روی هر دو پا تقسیم شده باشد، قرار بگیرد. در این حالت فاصله برجستگی استخوان ناوی کولار تا سطح زمین اندازه گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصله برجستگی استخوان ناوی کولار تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی کولار تا سطح زمین در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کم کرده و عدد بدست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی کولار را نشان می دهد (۲۶). اندازه گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار تکرار شد و از میانگین آن ها استفاده شد (شکل ۱).

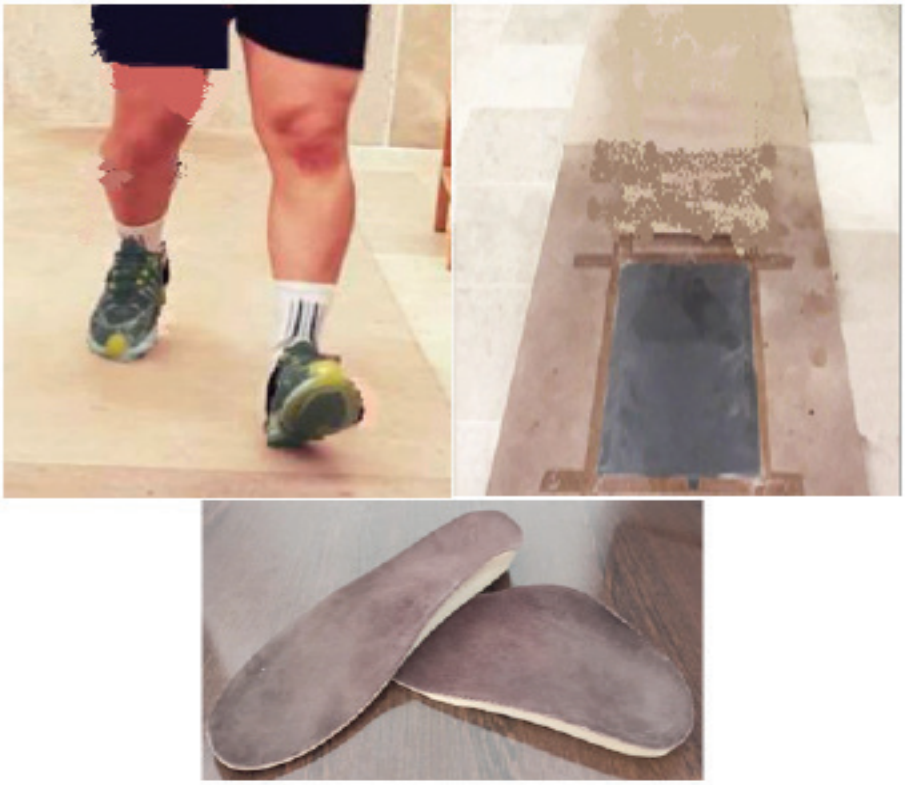
[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]



شکل ۱. نحوه اندازه گیری افت استخوان ناوی

از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) برای ثبت نیروهای عکس العمل زمین استفاده شد (شکل ۲). نرخ نمونه برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. داده های نیروی عکس العمل زمین در طی فرود استخراج شد. فاز فرود به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع Fz>10N) تا بلند شدن پاشنه (Fz<۱۰N) تعیین گردید (۲۷). جهت فیلتر کردن داده های نیروی عکس العمل زمین از فیلتر باتروورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد (۲۸). پردازش داده ها با نرم افزار MATLAB صورت گرفت. این نرم افزار داده های یک سیکل فرود را به شیوه اینترپولیت به صورت ۱۰۰ نقطه محاسبه نمود. قبل از اجرای آزمون جهت ایجاد هماهنگی از افراد خواسته شد تا با پوشیدن لباس ورزشی مناسب، به مدت ۱۰ دقیقه بدن خود را گرم کنند؛ که شامل ۶ دقیقه دویدن نرم و ۴ دقیقه حرکات کششی مختص اندام تحتانی بود. همچنین آزمودنی ها چند بار آزمون را به صورت آزمایشی برای آمادگی بیشتر انجام دادند. هر آزمودنی سه مرتبه تکنیک شوت سه گام هندبال را انجام داد که در نهایت میانگین این سه تریال ثبت شد. اگر آزمودنی طی ثبت داده ها روی لبه دستگاه فورس پلیت فرود می آمد، این تریال حذف شده و آزمایش دوباره تکرار می‌شد. همچنین قبل از شروع ثبت داده‌ها، دستگاه فورس پلیت کالیبره شد. کفی کفش مورد استفاده در این پژوهش دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا است. اختلاف ارتفاع لبه داخلی با لبه خارجی ۱/۶ سانتی متر است، جنس کفی از پلی یورتان می باشد (شکل۱). تمام آزمودنی ها با توجه به شماره پا از کفش ورزشی ASICS GEL-CUMULUS20 استفاده کردند (شکل۲).



شکل ۲. محل صفحه نیروی برتک، کفی Arch support و کفش ASICS GEL-CUMULUS 20 استفاده شده در تحقیق

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی (Fx)، قدامی-خلفی (Fy) و عمودی (Fz) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. همانطور که در زیر شرح داده شده، تبدیل فوریر روی داده های نیروهای عکس العمل زمین تمامی آزمودنی ها انجام شد. در نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۵ از یک تبدیل سریع فوریر برای استخراج محتوای فرکانس داده نیروهای عکس العمل زمین استفاده شد (۲۹). جزئیات دقیق تبدیل سریع فوریر نیروهای عکس العمل زمین را می توان در پژوهش های دیگر یافت (۳۰). بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در هر کوشش، چهار شاخص طیف فرکانس استفاده شد (۳۱). شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بود، که نشان دهنده ی فرکانسی است که ۹۹/۵ درصد از قدرت سیگنال را دارد (۳۲). شاخص دوم، میانه فرکانس بود که در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس العمل زمین، می تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد (۳۲). شاخص سوم پهنای باند فرکانس است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است. این شاخص میزان نیاز به واحدهای حرکتی را نشان دهد (۳۳).

$$\int_0^{f99.5} P(f)d = 0.995 \times \int_0^{fmax} P(f)df$$

در رابطه بالا، P انتگرال فرکانس نیرو در برابر منحنی دامنه است و Fmax حداکثر فرکانس سیگنال می باشد. P(f) نیز توان فرکانس f می باشد (۱۰).

$$\int_0^{f99.5} P(f)df = 0.995 \times \int_0^{fmax} P(f)df$$

Fmax= حداکثر فرکانس سیگنال
Fmed= میانه فرکانس سیگنال

f_band=f_max-f_min (when p>1⁄2×p_max)

Fmin= حداقل فرکانس سیگنال
Fband = پهنای باند سیگنال
Fmax= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر و همکاران (۱۹۸۳)، تعداد هارمونیک ضروری neبرای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ می باشد (۳۴).

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.995$$

در رابطه بالا n تعداد هارمونی را نشان می دهد و An و Bn ضرایب تبدیل فوریر هستند.

نرمال بودن توزیع داده ها توسط آزمون شاپیرو ویلک (P<۰/۰۵) بررسی شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده ها، از آزمون آنالیز واریانس یک راهه استفاده شد. تمام تحلیل ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار (SPSS) نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد.

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته ها

بررسی پایه داده های دموگرافیک نشان داد اختلاف معنی‌دار وجود ندارد و گروه ها یکسان هستند (p>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۱. مقادیر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی

متغیر	گروه کنترل	گروه مداخله آنی	گروه مداخله طولانی
سن (سال)	۲۵/۶۵± ۳/۴۲	۲۶/۳۵± ۳/۵۲	۲۵/۳۳± ۳/۸۷
قد (سانتی متر)	۱۷۷/۸۴± ۵/۶۶	۱۷۷/۲۲± ۶/۶۶	۱۷۶/۷۶± ۶/۷۲
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۸۹± ۸/۲۱	۷۲/۹۰± ۸/۱۸	۷۴/۷۰± ۷/۲۴
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/ مجذورمتر)	۲۳/۶۰± ۳/۷۵	۲۳/۴۴± ۲/۷۸	۲۴/۱۸± ۳/۲۱

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

بررسی پایه داده ها عدم وجود اختلاف معنی داری را در متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در سه راستا طی فرود در سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P>۰/۰۵). نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی داری را بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت در مولفه ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی طی فرود نشان داد (P=۰/۰۰۱؛ اندازه اثر=۰/۴۰) (جدول ۱). همچنین در راستای عمودی، مولفه‌ی تعداد هارمونی ضروری اختلاف معنی داری را طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر= ۰/۲۶) (جدول۲). نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی داری را بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت در مولفه ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طی فرود نشان داد (P=۰/۰۲۲؛ اندازه اثر=۰/۲۴) (جدول ۲). همچنین در راستای داخلی-خارجی، مولفه ی فرکانس میانه اختلاف معنی داری را طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P=۰/۰۴۳؛ اندازه اثر= ۰/۲۰) (جدول ۲). همچنین در راستای داخلی-خارجی، مولفه ی فرکانس باند اختلاف معنی داری را طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P=۰/۰۴۴؛ اندازه اثر= ۰/۲۱) (جدول ۲). در راستای داخلی-خارجی، مولفه ی تعداد هارمونی ضروری اختلاف معنی داری را طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P=۰/۰۰۰۱؛ اندازه اثر= ۰/۶۰) (جدول۲). نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی داری را بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت در مولفه ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی طی فرود نشان داد (P=۰/۰۰۰۱؛ اندازه اثر=۰/۵۱) (جدول ۲). همچنین در راستای قدامی -خلفی، مولفه ی تعداد هارمونی ضروری اختلاف معنی داری را طی فرود تکنیک شوت سه گام هندبال بین سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت نشان داد (P=۰/۰۰۰۱؛ اندازه اثر= ۰/۴۸) (جدول ۲). سایر مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای عمودی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی طی فرود در سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت اختلاف معنی داری را نشان نداند (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی فرود در سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت

متغیرها		گروه کنترل	گروه مداخله آنی	گروه مداخله طولانی مدت	سطح معنی داری (P<۰/۰۵)	اندازه اثر
راستای عمودی	توان ٪۹۹/۵	۱۴/۶۰±۳/۳۱	۱۳/۲۰±۲/۶۹	۹/۷۰±۲/۳۱	۰/۰۰۱	۰/۴۰
	فرکانس میانه	۲/۳۰±۰/۴۸	۲/۳۱±۰/۴۷	۲/۴۰±۰/۵۱	۰/۸۷۳	۰/۰۱
	فرکانس باند	۱/۳۰±۰/۴۸	۱/۴۰±۰/۵۱	۱/۳۰±۰/۴۸	۰/۸۷۴	۰/۰۱
	تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۱۰±۴/۷۹	۱۸/۵۰±۲/۹۹	۲۴/۵۰±۵/۲۱	۰/۰۱۵	۰/۲۶
راستای داخلی-خارجی	توان ٪۹۹/۵	۱۹/۵۰±۱۰/۵۷	۱۳/۱۰±۴/۳۰	۱۰/۸۰±۲/۸۵	۰/۰۲۲	۰/۲۴
	فرکانس میانه	۲/۰۰±۰/۰۱	۲/۱۰±۰/۳۱	۲/۴۱±۰/۵۲	۰/۰۴۳	۰/۲۰
	فرکانس باند	۱/۰۰±۰/۰۱	۱/۱۰±۰/۳۱	۱/۴۰±۰/۵۱	۰/۰۴۴	۰/۲۱
	تعداد هارمونی ضروری	۲۱/۸۰±۴/۴۴	۱۸/۸۰±۳/۷۶	۱۱/۴۰±۲/۹۵	۰/۰۰۰	۰/۶۰
راستای قدامی- خلفی	توان ٪۹۹/۵	۱۲/۹۰±۳/۲۸	۹/۵۰±۱/۷۱	۷/۴۰±۱/۵۷	۰/۰۰۰	۰/۵۱
	فرکانس میانه	۲/۲۰±۰/۴۲	۲/۱۰±۰/۳۲	۲/۲۰±۰/۴۲	۰/۸۰۴	۰/۰۲
	فرکانس باند	۱/۲۰±۰/۴۲	۱/۱۰±۰/۳۱	۱/۲۰±۰/۴۲	۰/۸۰۴	۰/۰۱
	تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۷۰±۴/۳۴	۱۸/۸۱±۲/۲۹	۱۲/۷۰±۴/۰۵	۰/۰۰۰	۰/۴۸

*سطح معنی داری P<۰/۰۵

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

مقایسه زوجی نتایج پژوهش حاضر نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۳۳ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۰۱) (جدول ۲). همچنین مقایسه زوجی نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه مداخله آنی کفی ۲۶ درصد کمتر است (P=۰/۰۱۰) (جدول ۲). مقایسه زوجی نتایج پژوهش حاضر نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۲۲ درصد بیشتر است (P=۰/۰۳۵) (جدول۳). همچنین مقایسه زوجی نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه مداخله آنی کفی ۳۲ درصد بیشتر است (P=۰/۰۰۵) (جدول ۳).

مقایسه زوجی نتایج پژوهش حاضر نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله آنی کفی نسبت به گروه کنترل ۳۲ درصد کمتر است (P=۰/۰۴۵) (جدول ۳). همچنین مقایسه زوجی نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۴۴ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۸) (جدول۳). مقایسه زوجی نتایج پژوهش حاضر نشان داد فرکانس میانه در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۲۰ درصد بیشتر است (P=۰/۰۱۶) (جدول ۳). همچنین مقایسه زوجی نشان داد فرکانس باند در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۴۰ درصد بیشتر است (P=۰/۰۱۶) (جدول ۳). مقایسه زوجی نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۴۷ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۰۱) (جدول۳). مقایسه زوجی نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه مداخله آنی کفی ۳۹ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۰۱) (جدول ۳).

مقایسه زوجی نتایج پژوهش حاضر نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی در گروه مداخله آنی کفی نسبت به گروه کنترل ۲۶ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۳) (جدول۳). همچنین مقایسه زوجی نشان داد توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۴۲ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۰۱) (جدول ۳). مقایسه زوجی نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای قدامی-خلفی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه کنترل ۳۸ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۰۱) (جدول ۳). همچنین مقایسه زوجی نشان داد تعداد هارمونی ضروری در راستای قدامی-خلفی در گروه مداخله طولانی مدت کفی نسبت به گروه مداخله آنی ۳۲ درصد کمتر است (P=۰/۰۰۱) (جدول ۳). مقایسه زوجی سایر مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای عمودی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی طی فرود در سه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت اختلاف معنی داری را نشان ندادند (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳. نتایج تست تعقیبی مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی فرود در سه گروه گروه کنترل، مداخله آنی و طولانی مدت

متغیرها	گروهها		سطح معنی داری توان ۹۹/۵٪	سطح معنی داری فرکانس میانه	سطح معنی داری فرکانس باند	سطح معنی داری تعداد هارمونی ضروری
راستای عمودی	گروه کنترل	گروه مداخله آنی	۰/۱۸۷	۱/۰۰۰	۰/۶۵۵	۰/۴۲۷
	گروه مداخله طولانی مدت	گروه کنترل	۰/۰۰۰	۰/۶۵۵	۱/۰۰۰	۰/۰۳۵
	گروه مداخله آنی	گروه مداخله طولانی مدت	۰/۰۱۰	۰/۶۵۵	۰/۶۵۵	۰/۰۰۵
راستای داخلی-خارجی	گروه کنترل	گروه مداخله آنی	۰/۰۴۵	۰/۵۲۸	۰/۵۲۸	۰/۰۸۶
	گروه مداخله طولانی مدت	گروه کنترل	۰/۰۰۸	۰/۰۱۶	۰/۰۱۶	۰/۰۰۰
	گروه مداخله آنی	گروه مداخله طولانی مدت	۰/۴۵۶	۰/۰۶۶	۰/۰۶۶	۰/۰۰۰
راستای قدامی- خلفی	گروه کنترل	گروه مداخله آنی	۰/۰۰۳	۰/۵۷۱	۰/۵۷۱	۰/۲۵۹
	گروه مداخله طولانی مدت	گروه کنترل	۰/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰
	گروه مداخله آنی	گروه مداخله طولانی مدت	۰/۰۵۳	۰/۵۷۱	۰/۵۷۱	۰/۰۰۱

*سطح معنی داری P<۰/۰۵

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی حفظ قوس پا بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در تکنیک شوت سه گام هندبالیست های با پای صاف طی حرکت فرود است. از تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین برای ارزیابی عادی و پاتولوژیک حرکات استفاده می شود، به طوری که هرگونه تغییر نامناسب در مولفه های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین می تواند منجر به آسیب دیدگی ورزشکاران طی انجام حرکات ورزشی شود (۳۵). نشان داده شده مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین ناشی از ویژگی های دامنه ی فرکانسی بسیاری از اجزای آناتومیک مانند مفاصل، عضلات و اعصاب است. در نتیجه تحلیل هر یک از مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین دامنه فرکانسی اجزای آناتومیک نظیر مفاصل، عضلات و اعصاب را نشان می دهد. به عنوان مثال فرکانس میانه، نشان دهنده حرکت و لرزش در سیستم عصبی-عضلانی است (۹). از آنجا که هر بخش آناتومیکی فرکانس کاری مخصوص خود را دارد، تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین کمک می کند تا شدت حرکت یا لرزش اجزای آناتومیکی را در هر یک از راستاهای عمودی، داخلی – خارجی و قدامی-خلفی نشان دهیم (۹). از طرفی تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده‌های نیروهای عکس العمل زمین در فاز اتکا از منحنی‌های سری زمانی به پارامترهای گسسته یعنی فرکانسی-سری (ضرایب فوریه) مورد استفاده قرار می گیرد (۳۶). با توجه به این که تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین برای ارزیابی عادی و آسیب شناسی حرکات مورد اسفاده قرار می گیرد، محتوای فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین طی حرکات می تواند نقش مهمی در درمان های بالینی داشته باشد (۱۱). از این رو تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در هندبالیست های مبتلا به پای صاف می تواند، فهم بهتر و متفاوت تری از وضعیت آن ها در تکنیک های ورزشی مانند شوت سه گام دهد.

توان فرکانس ۹۹/۵ درصد عمودی ناشی از اجزای سیستم اسکلتی-عضلانی، به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی ثباتی در راستای عمودی طی حرکت بیان شده است. گزارش شده است که توان فرکانس۹۹/۵ درصد بالا در راستای عمودی، افزایش لرزش و بی ثباتی را در راستای عمودی اندام تحتانی به همراه دارد که به دنبال آن احتمال آسیب دیدگی افزایش می یابد (۳۷). نتایج نشان داد، توان فرکانس ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی با اندازه اثر پایین در گروه مداخله طولانی مدت در مقایسه با گروه کنترل و مداخله آنی کمتر است. با توجه به فرکانس ۹۹/۵ درصد عمودی کمتر در هندبالیست های دارای پای صاف طی استفاده طولانی مدت از کفی حفظ قوس پا، می توان بیان کرد که احتمال آسیب دیدگی این ورزشکاران طی اجرای مهارت های ورزشی کمتر می شود. با این وجود نیاز به انجام مطالعات بیشتری در این زمینه است. از طرفی توان فرکانس ۹۹/۵ درصد داخلی-خارجی ناشی از اجزای سیستم اسکلتی-عضلانی، به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی ثباتی در راستای داخلی-خارجی طی حرکت بیان شده است. توان فرکانس۹۹/۵ درصد بالا در راستای داخلی-خارجی، افزایش لرزش و بی ثباتی را در راستای داخلی-خارجی اندام تحتانی دارد (۳۷). نتایج پژوهش حاضر نشان داد، توان فرکانس ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی با اندازه اثر متوسط در دو گروه مداخله آنی و طولانی مدت نسبت به گروه کنترل کمتر است. با توجه به این موضوع که افراد دارای کف پای صاف بدلیل کاهش قوس طولی داخلی پا در راستای داخلی- خارجی بی ثباتی و لرزش زیادی نسبت به افراد سالم دارند، در نتیجه کاهش توان فرکانس ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی می تواند برای هندبالیست های با پای صاف طی استفاده از کفی حفظ قوس پا مفید واقع شود (۲). توان فرکانس ۹۹/۵ درصد قدامی-خلفی ناشی از اجزای سیستم اسکلتی-عضلانی، به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی ثباتی طی حرکت در راستای قدامی-خلفی بیان شده است (۳۷). نهایتا توان فرکانس ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی با اندازه اثر متوسط در دو گروه مداخله آنی و طولانی مدت نسبت به گروه کنترل به کمتر بود. با توجه به فرکانس ۹۹/۵ درصد کمتر در هندبالیست های با پای صاف طی استفاده از کفی حفظ قوس پا، می توان بهبود محتوای فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین و کاهش آسیب دیدگی هندبالیست های با پای صاف را بیان کرد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد، محتوای فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین در راستای عمودی تغییر پذیری کمتری را نسبت به راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی دارد. همسو با نتایج پژوهش حاضر، گزارش شده است که محتوای فرکانسی نیروهای -عکس العمل زمین در راستای

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

عمـودی تغییرپذیـری کم‌تـری را نسـبت راسـتاهای قدامـی-خلفـی و داخلی-خارجـی دارنـد (۳۸). مـی تـوان بیـان کـرد کـه محتـوای فرکانسـی نیروهـای عکـس العمـل زمیـن بیشـترین تغییـر را در نیروهـای داخلی-خارجـی و قدامی-خلفـی دارد. در نتیجـه بـه نظـر مـی رسـد لـرزش و بـی ثباتـی انـدام تحتانـی در راسـتاهای داخلـی خارجـی و قدامی-خلفـی نسـبت بـه عمـودی بیشـتر اسـت. از طرفـی افـراد دارای پـای صـاف بـی ثباتـی زیـادی طـی حـرکات در راسـتای داخلی-خارجـی انـدام تحتانـی دارنـد کـه احتمـالا کاهـش محتـوای فرکانسـی نیروهـای عکـس العمـل زمیـن در راسـتای داخلـی- خارجـی بـرای افـراد دارای کـف پـای صـاف مناسـب باشـد (۲). فرکانـس میانـه نیروهـای عکـس العمـل زمیـن ناشـی از لـرزش و حرکـت در سیسـتم عصبی-عضلانـی اسـت (۳۸). بنابرایـن، هرچـه میـزان فرکانـس میانـه در طـول حـرکات کمتـر باشـد لـرزش و بـی ثباتـی انـدام تحتانـی کمتـر اسـت. نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد، فرکانـس میانـه در راسـتای داخلی-خارجـی بـا انـدازه اثـر متوسـط در گـروه مداخلـه طولانـی مـدت کفـی نسـبت بـه گـروه کنتـرل کمتـر اسـت. از طرفـی افـراد دارای پـای صـاف بـی ثباتـی و لـرزش زیـادی در راسـتای داخلی-خارجـی انـدام تحتانـی دارنـد (۲). در نتیجـه مـی تـوان بیـان کـرد کـه کاهـش فرکانـس میانـه در راسـتای داخلی-خارجـی طـی مداخلـه طولانـی مـدت کفی نشـان از عملکـرد بهتـر سیسـتم عصبی-عضلانـی اسـت کـه مـی توانـد از عـدم پایـداری انـدام تحتانـی افـراد بـا پـای صـاف در راسـتای داخلی-خارجـی جلوگیـری کنـد. بـا توجـه بـه ارتبـاط فرکانـس میانـه بـا مولفه-هـای حرکـت مـی تـوان بیـان کـرد کـه کاهـش فرکانـس میانـه در گـروه مداخلـه طولانـی مـدت نشـان از اثـرات مثبـت کفـی حفـظ قـوس پـا در هندبالیسـت هـای بـا پـای صاف اسـت. بـا ایـن حـال بـرای اظهـار نظـر دقیـق تـر نیـاز بـه انجـام مطالعـات بیشـتری در ایـن زمینـه اسـت.

تحلیـل پهنـای بانـد فرکانـس حرکـت، محـدوده فرکانس‌هـای مرتبـط بـا تمامـی اجـزای سیسـتم اسـکلتی-عضلانی، اعصـاب و بافـت واسـطه را تعییـن می‌کنـد کـه بـا هـم بـرای تولیـد حرکـت تعامـل دارنـد (۳۸). فرکانـس بـا نیـروی تولیـدی مـورد نیـاز بـرای حرکـت رابطـه مسـتقیم دارد. بـه طـوری کـه نیـروی کـم مـورد نیـاز باشـد، فرکانـس کـم اسـت، امـا اگـر نیـروی زیـاد مـد نظـر باشـد، فرکانـس بـالا خواهـد بـود (۳۹). نتایـج پژوهـش حاضـر افزایـش فرکانـس بانـد را بـا انـدازه اثـر متوسـط در راسـتای داخلی-خارجـی گـروه مداخلـه طولانـی مـدت کفـی نسـبت بـه گـروه کنتـرل نشـان داد. بـا توجـه بـه افزایـش فرکانـس بانـد در راسـتای داخلی-خارجـی مـی تـوان بیـان کـرد کـه اسـتفاده طولانـی مـدت از کفـی در هندبالیسـت هـای بـا پـای صـاف نشـان از تعامـل بهتـر اجـزای سیسـتم اسـکلتی-عضلانی در راسـتای داخلی-خارجـی بـرای حرکـت بـوده کـه برای اظهـار نظر دقیـق تـر نیـاز بـه مطالعـات بیشـتری در ایـن زمینـه اسـت.

پژوهـش حاضـر دارای محدودیـت هـای بـود از جملـه مـی تـوان بـه عـدم وجـود جنسـیت مونـث، عـدم ثبـت همزمـان متغیرهـای کینتیـک، کینماتیـک و الکترومایوگرافـی، عـدم اطمینـان از اسـتراحت و خـواب کافـی آزمودنـی هـا و عـدم اطمینـان از مطلـوب بـودن شـرایط روحـی آزمودنـی هـا در روز آزمـون اشاره کرد.

نتیجه گیری

بـه طـور کلـی، نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه مولفه¬های طیـف فرکانـس در تکنیـک شـوت سـه گام بازیکنـان هندبـال بـا پـای صـاف طـی فـرود پـس از اسـتفاده آنـی و طولانـی مـدت کفـی حفـظ قـوس پـا نسـبت بـه گـروه کنتـرل کمتـر اسـت. بـه نظـر مـی رسـد بـا کاهـش مولفـه هـای طیـف فرکانـس طـی فـرود پـس از اسـتفاده آنـی و طولانـی مـدت کفـی حفـظ قـوس پـا، خطـر آسـیب دیدگـی و ناپایـداری انـدام تحتانـی در تکنیـک شـوت سـه گام بازیکنـان هندبـال بـا پـای صـاف کمتـر مـی شـود. بـا ایـن حـال، بـرای اظهـار نظـر دقیـق تـر نیـاز بـه مطالعـات بیشـتری در ایـن زمینـه اسـت.

سپاسگزاری

نویسـتدگان مقالـه از هندبالیسـت های مشـارکت کننـده در تحقیق صمیمانـه تشـکر مـی نمایند.

تعارض منافع

نویسـندگان ایـن مقالـه بـا شـخص یـا ارگانـی تضـاد منافـع ندارنـد.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

Refrences

1. Belcic I, Ocic M, Dukaric V, Knjaz D, Zoretic D. Effects of One-Step and Three-Step Run-Up on Kinematic Parameters and the Efficiency of Jump Shot in Handball. Applied Sciences. 2023;13(6):3811. https://doi.org/10.3390/app13063811
2. Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Granacher U. Eight Weeks of Exercising on Sand Has Positive Effects on Biomechanics of Walking and Muscle Activities in Individuals with Pronated Feet: A Randomized Double-Blinded Controlled Trial. Sports. 2022;10(5):70. https://doi.org/10.3390/sports10050070
3. Watkins J, Watkins J. An introduction to biomechanics of sport and exercise: Churchill Livingstone london; 2007.
4. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami M. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. BioMedical Engineering OnLine. 2021;20(1):1-18. https://doi.org/10.1186/s12938-021-00955-8
5. Jandrić SĐ. Differences in postural disturbances between female adolescents handball players and nontraining peers. Vojnosanitetski pregled. 2016;73(4):337-42. https://doi.org/10.2298/vsp140507020j https://doi.org/10.2298/VSP140507020J
6. Floyd RT, Thompson CW. Manual of structural kinesiology: McGraw-Hill New York, NY; 2009.
7. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PloS one. 2019;14(9):e0223219. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223219
8. Kendall JC, Bird AR, Azari MF. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain-Their relationship and clinical management using foot orthoses-An overview. The Foot. 2014;24(2):75-80. https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.03.004
9. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. Research in developmental disabilities. 2014;35(6):1244-51. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.03.019
10. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. The Foot. 2018;37:77-84. https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.05.003
11. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. Gait & posture. 2017;56:54-9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.037
12. Jafarnezhadgero AA, Farahpour N, Damavandi M. The immediate effects of arch support insole on ground reaction forces during walking. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2015;11(3):172-81.
13. 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. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.01.005
14. 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. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.05.001
15. Everitt BS, Skrondal A. The Cambridge dictionary of statistics. 2010. https://doi.org/10.1017/CBO9780511779633
16. Ranjbari V, Boroujeni MR, Lenjannejadian S. The comparison of kinematic characteristics of upper extremity of adolescences and adults in three steps shot in handball. Research in Sport Medicine and Technology. 2022;20(23):59-69.
17. Khanmohammad F, Ghasemi MS, Jafari H, Hajiaghaie B, Sanjari MA. The effect of poron layered insole on ground reaction force in comparison with common insole on subjects with flexible flat foot. Modern Rehabilitation. 2012;5(4).
18. 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. Journal of Exercise Science and Medicine. 2018;9(2):139-52.
19. 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. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.04.004
20. Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]

pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. Prosthetics and orthotics international. 2013;37(5):384-90 https://doi.org/10.1177/0309364612471370

21. 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 . https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.4.201
22. Fatollahi A, Jafarnezhadgero AA. Effect of Long-Term Training on Sand on Co-Contraction of Ankle Joint in Individuals with Pronated Feet. Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences. 2021https://doi.org/10.18502/ssu.v29i4.6499. https://doi.org/10.18502/ssu.v29i4.6499
23. Aylar MF, Jafarnezhadgero AA, Esker FS. Sit-to-stand ground reaction force characteristics in blind and sighted female children. Gait & posture. 2018;62:34-40. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.004
24. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www wma net/e/policy/b3 htm. 2004. https://doi.org/10.1515/9783110208856.233
25. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The orthopedic clinics of north America. 1982;13(3):541-58. https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)30252-2
26. Fatollahi A, Jafarnezhadgero AA, Alihosseini S. Effect of Sand Surface Training on Directed and General Co-contraction of Ankle Joint Muscles During Running. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021;10(3):458-69. https://doi.org/10.32598/SJRM.10.3.7
27. 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. https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1119890
28. 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. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
29. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009. https://doi.org/10.1002/9780470549148
30. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clinical Biomechanics. 2005;20(5):508-16. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.01.001
31. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2011;26(2):207-12. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021
32. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012;27(10):1058-63. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
33. Judkins TN, Oleynikov D, Narazaki K, Stergiou N. Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques. 2006;20(5):824-9. https://doi.org/10.1007/s00464-005-0334-z
34. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics. 1983;16(8):591-601. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90109-4
35. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics. 2002; 17 (8):615-7. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00072-4
36. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago MJTF. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. 2018;37:77-84. https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.05.003
37. Mehr SMA, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat feet during walking. The Foot. 2018. https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.05.003
38. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SAJCB. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. 2012;27(10):1058-63. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
39. Fromm C, Evarts EV. Relation of size and activity of motor cortex pyramidal tract neurons during skilled movements in the monkey. Journal of Neuroscience. 1981;1(5):453-60.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.3.43]