مقاله پژوهشی

مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی Arch Support بر فعالیت الکتریکی عضلات طی فرود در تکنیک شوت سه گام در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت

محسن برغمدی[1*]، فریبرز ایمانی[2]، آذین جهانگیرپورثمرین[3]، علی نصرتی‌هشی[4]، مرتضی شکرزاده[5]

تاریخ دریافت ۱۴۰۲/۰۲/۰۳ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۷/۰۱

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: پرونیشن پا یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است؛ لذا هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی Arch support بر فعالیت الکتریکی عضلات طی فرود در تکنیک شوت سه گام در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت بود.

مواد و روش کار: تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون با گروه کنترل بود. جامعه آماری این تحقیق هندبالیست‌های مرد دارای پای پرونیت بودند. نمونه‌گیری به صورت در دسترس انجام شد و ۱۰ نفر افراد دارای پای پرونیت و ۱۰ نفر سالم انتخاب شدند. کفی کفش مورد استفاده در این پژوهش دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا (Arch support)، بود. برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت و توسط برنامه بایومتریک دیتالیت تحلیل شد. همچنین برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری و برای بررسی یکسان بودن شرایط اولیه از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد عضلات دوقلوداخلی (P=۰/۰۴)، پهن داخلی (P=۰/۰۰۱) و دوسررانی (P=۰/۰۸۹) در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته استفاده از کفی Arch support در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود افزایش معنی‌داری داشت. همچنین عضله پهن داخلی (P=۰/۰۶) در گروه پای پرونیت در مرحله بلافاصله در مقایسه با مرحله پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت. به‌علاوه عضله نیمه وتری (P=۰/۰۳۵) در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته در مقایسه با مرحله بلافاصله افزایش معنی‌داری داشت.

بحث و نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که استفاده آنی و بلندمدت از کفی Arch support می‌تواند علاوه بر بهبود فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در هنگام پرش و فرود منجر به بهبود تعادل، جذب شوک‌های ناشی از فرود و ثبات مفصل مچ پا در هندبالیست‌های دارای پرونیشن پا شود.

کلیدواژه‌ها: کفی Arch support، فعالیت الکتریکی، هندبالیست‌ها، عضلات، پای پرونیت

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره هشتم، ص ۴۴۹-۴۳۸، آبان ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی،گروه بیومکانیک ورزشی، تلفن: ۰۹۱۵۳۰۵۸۳۳۹

Email: barghamadi@uma.ac.ir

مقدمه

پرونیشن[2] پا یکی از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی است، میزان شیوع پای پرونیشن در جوانان ۱۶ ساله ۴۸ تا ۷۸ درصد و در بزرگسالان ۲۳ درصد گزارش شده است (۱). این عارضه مادرزادی با چرخش استخوان درشت نی همراه است، بر اساس شواهد در عارضه پرونیشن پا جذب و تعدیل شوک‌هایی که توسط قوس‌های طولی-داخلی انجام می‌گیرد مختل می‌شود (۲). پرونیشن پا به دلیل تغییرات بیومکانیکی منجر به ناکارآمدی در ناحیه مچ پا در حین فعالیت می‌شود (۳). بر اساس مطالعات در این زمینه هر گونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب‌دیدگی را در این بخش از بدن را افزایش می‌دهد (۴). پای پرونیت، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی هنگام تحمل وزن

[1] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[2] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[3] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[4] دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[5] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[2] Pronation

بدن می‌گردد، همچنین به دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می‌شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس[1] و ناویکولار[2] به سمت داخل متمایل می‌گردد که در نهایت می‌تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیت شود. پای پرونیت نیز در ارتباط نزدیکی با اعمال فشار مستقیم و آسیب بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمربند 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) می‌تواند 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 قوس‌های کف پایی (۹)، اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و متعاقب آن کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسرران (۹)، افزایش فشارهای کف پایی (۲)، تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل (۱۰)، تغییر و اختلال در پاسچر (۸)، عملکرد غیرعادی و در نهایت عدم ثبات حین فعالیت گردد (۱۱).

در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی پرش و فرود اجتناب‌ناپذیر است (۱۲). هنگام فرود بسته به ارتفاع فرود و ویژگی‌های 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). بیشترین آسیب مچ پا و زانو در ورزش‌هایی مانند هندبال، والیبال، بسکتبال و فوتبال هنگام پرش و فرود رخ می‌دهد (۱۳،۱۴). هندبال به منزله مادر ورزش‌های توپی اهمیت، جذابیت و طرفداران زیادی دارد، در این رشته ورزشی تکنیک و تاکتیک‌های متنوعی وجود دارد که یکی از تکنیک‌ها برای رسیدن به گل، شوت سه گام است. انجام یک شوت سه گام مؤثر و با سرعت بالا می‌تواند نقش زیادی در موفقیت تیم داشته باشد که از این جهت علم بیومکانیک می‌تواند در بررسی عوامل مؤثر بر شوت سه گام بسیار کمک‌کننده باشد (۱۲). از طرفی تعادل عضلات برای پایداری عضلات بسیار حیاتی است و عدم تعادل سبب بروز اختلالات مختلف می‌شود. برای مثال عدم تعادل عضلات پهن داخلی مایل در پایداری مفصل کشککی-رانی زانو مؤثر است به نحوی که عدم تعادل در این عضلات خطر ابتلا به اختلالات زانو را افزایش می‌دهد (۱۵). با توجه به همبستگی مثبت بین مقدار نیروی عکس‌العمل زمین و آسیب، شدت و فراوانی آسیب در فرود تک‌پا به مراتب بیشتر از فرود دو پا است چون در تک‌پا فقط یک پا همه فشار را تحمل می‌کند در حالی که در فرود دوپا فشار بین دو پا تقسیم می‌شود.

کفی‌های کفش یکی از عمومی‌ترین تکنیک‌های مورد استفاده برای ایجاد تغییر زوایای حرکات اندام تحتانی می‌باشد. اغلب درمانگران برای اصلاح پرونیشن پا از کفی‌های اصلاحی استفاده می‌کنند براساس مطالعات موجود استفاده از این کفی‌ها باعث تصحیح معنی‌دار چرخش داخلی ساق پا می‌گردد (۱۶). برهمین اساس برخی از محققان استفاده از کفی را در اصلاح راستای پا و زانو مؤثر می‌دانند (۱۷). پا در مقایسه با سایر بخش‌های بدن انسان تغییرات ساختاری بیشتری را از خود نشان می‌دهد یکی از مهمترین ویژگی‌های ساختاری پا ارتفاع قوس طولی داخلی به هنگام تحمل وزن است (۱۸). در درمان صافی کف پا استفاده از کفش‌های معمولی دارای حمایت کننده قوس پا یا کفی‌های طبی رایج است (۱۹). وظیفه اصلی کفی در عارضه صافی کف پای منعطف اصلاح راستایی استخوان‌های کف پا و بازگشت به راستای طبیعی می‌باشد (۲۰). یکی از مزایای استفاده از کفی‌ها می‌تواند مربوط به کاهش فعالیت الکتریکی عضلانی که برای ثبات یا کنترل محوری چرخش‌های اندام تحتانی و هدایت راستای پا مورد نیاز است باشد. بدین ترتیب جبران صافی کف پا که با استفاده از کفی‌های طبی انجام می‌شود می‌تواند بسیار مهم و حائز اهمیت باشد. یکی دیگر از مزیت‌های قابل توجه کفی‌های طبی می‌تواند ایجاد کاهش در فعالیت الکتریکی عضلات مورد نیاز جهت ایجاد ثبات در کف‌پا و کنترل چرخش محوری اندام‌تحتانی و هدایت راستای پا باشد (۲۱). مطالعات نشان داده‌اند در افراد دچار صافی کف پا، خط وزن به داخل حرکت می‌کند و سبب ایجاد گشتاور پروناتوری در این افراد می‌شود، در حالی که کفی‌های حمایت‌کننده قوس داخلی سبب جابه‌جایی خط وزن به خارج می‌شود و با کاهش میزان نوسان در حالت ایستایی و پویا، تعادل را افزایش می‌دهد (۲۲). در همین راستا فرهپور و همکاران (۲۰۱۶)، استفاده از کفی‌های با برجستگی در قسمت لبه داخلی پا (Arch support) جهت اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونیشن پا توصیه کرده‌اند (۲۳). نتایج بعضی از تحقیقات گذشته بر پوشیدن کفی نشان‌دهنده جابه‌جایی مرکز فشار سمت خارجی بیشتر از قسمت داخلی بوده است (۲۲). کولکو و همکاران (۲۰۰۷)، نیز به این نتیجه رسیدند که استفاده آنی از کفی سیلیکونی در افراد با صافی کف پا تاثیری در تعدیل نیروهای اعمال شده در پای افراد و داده‌های کینماتیکی ندارد (۲۴). جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۱۹)، در تحقیقی نشان دادند استفاده از کفی طبی باعث بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و سرعت گام برداشتن کودکان با کف پای صاف می‌شود (۲۵). اولری و همکاران (۲۰۰۸)، بیان کردند استفاده از کفی باعث کاهش ۶/۸ درصدی در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وکاهش ۸/۳ درصدی در میزان بار وارد شده هنگام دویدن می‌شود (۲۶). اسلامی و

[1] Talus

[2] Navicular

همکاران (۲۰۰۹)، نیز نشان داده‌اند که استفاده از کفی نیمه‌سخت هنگام دویدن و فرود باعث کاهش ۵/۵ درصدی مقادیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و کاهش۴۰ درصدی اورژن پای برتر می‌شود که علت احتمالی آن را انعطاف‌پذیری این نوع کفی معرفی نمودند در نتیجه کفی‌ها نیروهای وارده بر قسمت‌های مختلف پا را در افرادی با ناهنجاری کف پای صاف کاهش می‌دهند (۲۷). کفی Arch supportبرای اصلاح راستای بیومکانیکی جهت کاستن پرونیشن پا پیشنهاد شده است (۲۶). 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 (۲۳). با توجه به ساختار این نوع کفی، قوس طولی-داخلی پا در صفحه فرونتال حمایت می‌شود که احتمال می‌رود می‌تواند باعث کاهش مقادیر مؤلفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین شود (۲۳). تاکنون مطالعه‌ای در خصوص تأثیر کفی Arch support بر روی نیروهای عکس‌العمل زمین در ورزشکاران دارای پای پرونیت در رابطه با مانورهای ورزشی آسیب زا مانند فرود صورت نگرفته است. لذا هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر آنی و بلندمدت کفی Arch support بر فعالیت الکتریکی عضلات طی فرود در تکنیک شوت سه گام در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت بود. به نوعی محقق به دنبال پاسخ به این سؤال است که آیا کفی Arch support بر فعالیت الکتریکی عضلات طی فرود در تکنیک شوت سه گام در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت مؤثر است یا خیر؟

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود که به صورت پیش‌آزمون و پس‌آزمون و با گروه کنترل انجام شد. جامعه آماری این پژوهش کلیه هندبالیست‌ها (۲۹۸ نفر) با دامنه سنی ۳۰-۲۵ سال شهرستان اردبیل که دارای پای پرونیت بودند. با استفاده از اطلاعات مربوط به مطالعات پیشین و با استفاده از نرم‌افزار Gpower3.1، حجم نمونه آماری پژوهش حاضر۲۰ نفر برآورد شد. تا توان آماری ۰/۸ و اندازه اثر ۰/۸ در سطح معنی داری ۰/۰۵ حاصل شود (۲۸). برهمین اساس ۱۰ نفر فرد سالم به‌صورت تصادفی ساده و ۱۰ نفر با عارضه پای پرونیت به‌طور هدفمند و نمونه در دسترس به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. معیار ورود شامل: هندبالیست‌های دارای پای پرونیت، سابقه حداقل ۵ سال فعالیت در لیگ استان اردبیل، داشتن بیش از ۱۰ میلیمتر افتادگی استخوان ناویکولار و شاخص پاسچر پا بالاتر از ۶ میلیمتر 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 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. قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد.

از همه‌ی آزمودنی‌ها خواسته شد تا قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه حضور در آزمون را پر کنند و ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمون فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است روی تکنیک شوت سه گام آزمودنی‌ها تأثیر بگذارد به حداقل برسد. قبل از اجرای آزمون جهت ایجاد هماهنگی از افراد خواسته شد 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) (۲۹). همچنین قبل از اجرای آزمون جهت ایجاد هماهنگی برای حرکت با کفی هر آزمودنی حدود ۱۰ دقیق با کفی در سطح آزمایشگاه شروع به حرکت و گرم کردن می‌نمود. بر اساس پرسشنامه دست و پای راست به عنوان دست و پای غالب آزمودنی‌ها شناسایی شد (۳۰). لازم به ذکر است که نحوه اجرای شوت سه گام برای آزمودنی‌ها بدین صورت طراحی شده بود که آزمودنی‌ها ابتدا گام اول را با پای راست بردارند و گام دوم را با پای چپ برداشته و همزمان پرش را با پای چپ انجام داده و موقع فرود با پای برتر (پایی که الکتروها بر آن نصب بود) به سطح زمین برسد. همچنین از آزمودنی‌ها خواسته شد قبل از شروع تکنیک شوت، ۵ مرتبه به‌صورت آزمایشی عمل فرود را تمرین و تکرار کنند. آزمودنی‌ها تکنیک یاد شده را پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. برای هر آزمودنی سه کوشش صحیح ثبت شد. کوششی مورد پذیرش واقع می‌شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد (۳۱). میزان فعالیت عضله هشت عضله پای سمت راست آزمودنی‌ها طی فرود ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک (Biometrics ltd, UK) ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) استفاده شد (۳۲). نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر ۱۰۰۰ Hz قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول-C2H5OH) طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد (۳۳).

آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر با توجه به شماره پا از کفش ورزشی ASICS GEL-CUMULUS20 استفاده کردند (شکل۱). کفی مورد استفاده در این پژوهش دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا (Arch support) بود. قله ارتفاع قوس طول داخلی در این

کفی برابر با ۲۵ میلی‌متر و میزان Posting (بیشترین اختلاف ارتفاع لبه داخلی از لبه خارجی) آن ۱۵ میلی‌متر بود. طول این کفی به اندازه‌ای بود که بخش عقب و میانی پا را پوشش می‌داد و در بخش جلویی پا قرار نداشت. جنس این کفی از نوع سخت پلی‌یورتان (Polyurethane) بود و به طور کامل قوس پا را پوشش می‌داد. برای هر آزمودنی متناسب با اندازه پای فرد کفی مناسب مورد استفاده قرار گرفت. داده‌ها در دو شرایط پرش و فرود با کفش طبی پیش‌آزمون و پرش و فرود با کفش+کفی طبی طی پس‌آزمون ثبت شدند (شکل ۲). طی فرود ارتفاع فرود افراد با استفاده از دستگاه تحلیل سه بعدی motion lab system vicon (200Hz) Inc.15045 old Hammond Highway Baton Rouge LA .70816USA و چهار دوربین سری T و مارکر منعکس‌کننده نور کنترل شد. تعداد مراحل تست‌گیری شامل سه مرحله متفاوت قبل از استفاده از کفی، بلافاصله بعد از استفاده از کفی و بعد از ۴ هفته استفاده از کفی را شامل می‌شد و اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی آن‌ها ثبت گردید.

شکل (۱): کفش ASICS GEL-CUMULUS 20

شکل (۲): کفی Arch support استفاده شده در تحقیق

روش آماری:

برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. همچنین برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری و برای بررسی یکسان بودن شرایط اولیه از آزمون تی مستقل استفاده شد. داده‌های کینتیکی به‌دست‌آمده با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۳۰ هرتز هموار شدند. تمامی تجزیه و تحلیل در سطح معنی‌داری ($P<۰/۰۵$)، و از نرم‌افزار SPSS v26 استفاده شد.

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 ($p>۰/۰۵$) (جدول ۱).

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

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

نتایج جدول شماره۲، نشان داد که اثر عامل زمان بر عضلات درشت نئی قدامی (P=۰/۰۰۷)، نیمه وتری (P=۰/۰۳۳)، دوسررانی (P=۰/۰۰۸) و سرینی میانی (P=۰/۰۱۲) در دو گروه پای پرونیت و سالم طی فرود اختلاف معنی‌داری داشت. همچنین اثر عامل گروه و اثر تعاملی زمان×گروه بر هیچ یک از عضلات در دو گروه پای پرونیت و سالم طی فرود اختلاف معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵).

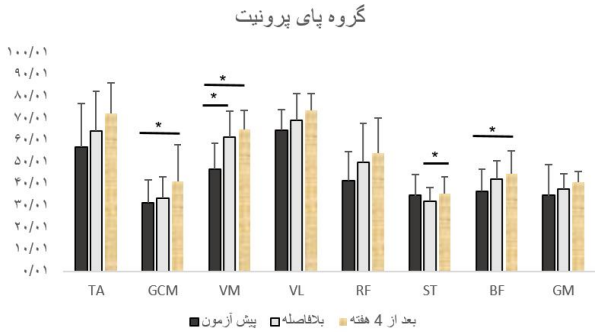
به علاوه نتایج نشان داد عضلات دوقلوداخلی (P=۰/۰۴)، پهن داخلی (P=۰/۰۰۱) و دوسررانی (P=۰/۰۸۹) در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته (کفی Arch support) در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود افزایش معنی‌داری داشت. همچنین عضله پهن داخلی (P=۰/۰۶) در گروه پای پرونیت در مرحله بلافاصله در مقایسه با مرحله پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت. به‌علاوه عضله نیمه وتری (P=۰/۰۳۵) در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته در مقایسه با مرحله بلافاصله افزایش معنی‌داری داشت (نمودار ۱).

نتایج نشان داد عضلات درشت نئی قدامی (P=۰/۰۴۲)، دوقلو داخلی (P=۰/۰۴۹)، پهن داخلی (P=۰/۰۰۳)، راست رانی (P=۰/۰۰۶)، دوسررانی (P=۰/۰۱۷)، نیمه وتری (P=۰/۰۱۶) و سرینی میانی (P=۰/۰۲۹) در گروه سالم بعد از ۴ هفته (کفی Arch support) در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود افزایش معنی‌داری داشت. همچنین عضله پهن داخلی در گروه سالم در مرحله بلافاصله در مقایسه با پیش‌آزمون (P=۰/۰۱۷) و بعد از ۴ هفته در مقایسه با مرحله بلافاصله (P=۰/۰۶۱)، افزایش معنی‌داری داشت (نمودار ۲).

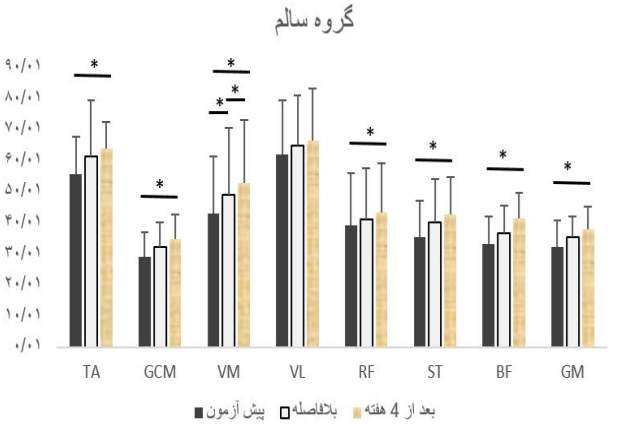
جدول (۲): مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی (%MVIC) در گروه سالم و پای پرونیت هنگام فرود.

متغیر	گروه پای پرونیت			گروه سالم			اثر عامل زمان	اثر تعاملی زمان×گروه	اثر عامل گروه
	پیش آزمون	بلافاصله	بعد از ۴ هفته	پیش آزمون	بلافاصله	بعد از ۴ هفته			
TA	۱۹/۸۸ ۵۷/±۰۸	۱۸±/۱۵ ۶۴/۲۵	± ۱۳/۹۱ ۷۲/۵۸	± ۱۱/۹۲ ۵۵/۷۵	± ۱۸/۱۵ ۶۱/۲۵	± ۸/۸۰ ۶۳/۷۵	(۰/۳۷۸)×۰/۰۰۷	(۰/۱۰۰)۰/۳۳۱	(۰/۲۷۹)۰/۵۳
GCM	۱۰/۳۷ ۳۱/±۵۸	± ۹/۶۸ ۳۳/۷۵	۱۶/۱۸ ۴۱/±۳۳	۸/۰۰ ۲۹/±۰۸	۷/۸۰ ۳۲/±۲۵	± ۷/۸۷ ۳۴/۸۳	(۰/۲۰)۰/۳۱۰	(۰/۴۱۶)۰/۰۸۰	(۰/۰۴۲)۰//۳۳۸
VM	± ۱۱/۹۹ ۴۶/۷۵	± ۱۱/۹۱ ۶۱/۵۸	± ۹/۰۰ ۶۵/۰۰	± ۱۸/۴۳ ۴۲/۹۱	± ۲۱/۴۵ ۴۹/۰۸	± ۲۰/۴۴ ۵۲/۷۵	(۰/۰۰۰)۰/۶۰۸	(۰/۲۳۰)۰/۱۳۱	(۰/۰۹۸)۰/۱۳۶
VL	± ۹/۴۶ ۶۴/۷۵	± ۱۲/۳۶ ۶۹/۳۳	± ۷/۸۹ ۷۳/۶۶	± ۱۷/۳۴ ۶۲/۰۸	± ۱۶/۱۵ ۶۴/۸۳	± ۱۶/۹۴ ۶۶/۲۵	(۰/۰۳۵)۰/۲۷۳	(۰/۵۲۷)۰/۰۵۹	(۰/۰۴۲)۰/۳۳۸
RF	± ۱۳/۵۶ ۴۱/۵۰	± ۱۷/۸۱ ۵۰/۰۸	± ۱۶/۱۰ ۵۴/۱۶	± ۱۶/۸۰ ۳۹/۰۸	± ۱۶/۵۴ ۴۰/۹۱	± ۱۵/۸۴ ۴۳/۳۳	(۰/۰۰۱)۰/۴۷۶	(۰/۲۹۲)۰/۱۱۱	(۰/۰۷۶)۰/۱۹۳
ST	± ۹/۵۴ ۳۴/۸۳	± ۶/۱۳ ۳۲/۲۵	± ۷/۸۴ ۳۵/۶۶	± ۱۱/۷۷ ۳۵/۳۳	± ۱۳/۸۴ ۴۰/۰۸	± ۱۲/۰۵ ۴۲/۵۰	(۰/۲۷۷)×۰/۰۳۳	(۰/۱۰۵)۰/۳۱۳	(۰/۰۸۲)۰/۱۷۵
BF	± ۱۰/۲۰ ۳۶/۸۳	± ۸/۳۲ ۴۲/۳۳	± ۱۰/۷۲ ۴۴/۶۶	± ۸/۷۱ ۳۳/۱۶	± ۸/۹۵ ۳۶/۵۸	± ۸/۰۵ ۴۱/۵۰	(۰/۳۷۱)×۰/۰۰۸	(۰/۰۳۷)۰/۶۷۰	(۰/۰۸۰)۰/۱۷۹
GM	± ۱۴/۱۲ ۳۴/۸۳	± ۷/۰۶ ۳۷/۹۱	± ۴/۹۹ ۴۰/۹۱	± ۸/۶۶ ۳۲/۱۶	± ۶/۷۴ ۳۵/۴۱	± ۷/۵۲ ۳۷/۷۵	(۰/۳۴۴)×۰/۰۱۲	(۰/۰۰۵)۰/۹۴۶	(۰/۰۵۸)۰/۲۵۵

× سطح معنی‌داری (P<۰/۰۵).



نمودار (۱): مقایسه زوجی گروه تجربی (TA: درشت نئی قدامی؛ GCM: دوقلو داخلی؛ VM: پهن داخلی؛ VL: پهن خارجی؛ RF: راست رانی؛ ST: نیمه وتری؛ GM: سرینی میانی)



نمودار (۲): مقایسه زوجی (TA: درشت نئی قدامی؛ GCM: دوقلو داخلی؛ VM: پهن داخلی؛ VL: پهن خارجی؛ RF: راست رانی؛ ST: نیمه وتری؛ GM: سرینی میانی) گروه سالم

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر آنی و طولانی مدت کفی Arch support بر فعالیت الکتریکی عضلات طی فرود در تکنیک شوت سه گام در هندبالیست‌های دارای پای پرونیت بود. نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر عضلات درشت نئی قدامی، نیمه وتری، دوسررانی و سرینی میانی در دو گروه پای پرونیت و سالم طی فرود اختلاف معنی‌داری داشت. عضلات دوقلوداخلی، پهن داخلی و دوسررانی در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته (کفی Arch support) در مقایسه با پیش‌آزمون طی فرود افزایش معنی‌داری داشت. همچنین عضله پهن داخلی در گروه پای پرونیت در مرحله بلافاصله در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت. به‌علاوه عضله نیمه‌وتری در گروه پای پرونیت بعد از ۴ هفته در مقایسه با مرحله بلافاصله افزایش معنی‌داری داشت. نتایج تحقیق حاضر به نوعی با نتایج مورلی و همکاران (۲۰۰۶؛ ۲۰۰۸) (۳۴،۳۵)، و بدیهیان و همکاران (۱۳۹۷) (۳۶)، همسو می‌باشد و با نتایج کریستانتو و همکاران (۲۰۲۱) (۳۷)، ناهمسو می‌باشد.

مورلی و همکاران (۲۰۰۶)، سه طرح مختلف ارتز را بر روی افراد دارای کف پای صاف بررسی کردند که افزایش قابل توجهی در حداکثر دامنه الکترومیوگرافی عضله قدامی تیبیالیس در شرایط کفش با ارتز ۰، ۱۵ و ۳۰ درجه نسبت به حالت پابرهنه مشاهده کردند (۳۴)، همچنین مورلی و همکاران (۲۰۰۸)، در یک مطالعه مروری به این نتیجه رسیدند که استفاده از کفی‌های طبی در فعالیت‌های بدنی مختلف مانند دویدن و فرود باعث افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی می‌شود (۳۵،۳۸). در حین انجام پرش و فرود، یک دورسی فلکشن سریع در لحظه تماس پا با زمین رخ می‌دهد و به دنبال آن یک پلانتار فلکشن تدریجی در مچ پا تا رسیدن به حالت ایستاده رخ می‌دهد (۳۹)، همچنین کریستانتو و همکاران (۲۰۲۱)، در تحقیقی نشان دادند که استفاده از کفی میزان فعالیت عضلات

اندام تحتانی طی راه‌رفتن را کاهش می‌دهد (۳۷)، به نظر می‌رسد یکی از دلایل ناهمسو بودن نتایج حاضر را می‌توان به سطح فعالیت و نوع کوشش در تحقیق کریستانتو و همکاران اشاره کرد. که فعالیت عضلات بر روی سطح گل‌آلود مورد ارزیابی قرار گرفت.

در تبیین نتایج تحقیق حاضر می‌توان اینطور بیان کرد که افزایش در انقباض عضله درشت نئی قدامی به کاهش سرعت پرونیشن مفصل ساب تالار کمک می‌کند (۴۰). علاوه بر این، شواهدی مبنی بر ارتباط نزدیک بین تغییرات در ساختار پا در میان افراد سالم و خطر آسیب اندام تحتانی، احتمالاً به دلیل تغییرات در فعالیت عضلات اندام تحتانی وجود دارد (۴۱). پرونیت کف پا می‌تواند باعث انحراف غیرطبیعی پا شود که باعث بارگذاری غیرطبیعی مفصل مچ پا و مفصل ساب تالار می‌شود. تحقیقات قبلی نشان داده است که استفاده کفی‌ها می‌توانند ارزش زیادی برای درمان پرونیشن پا داشته باشند (۴۲-۴۵).

اساساً کفی‌های طبی در راه‌رفتن روزمره برای بهبود تحرک‌پذیری یا به عنوان ابزاری جهت بازتوانی الگوهای حرکتی بیماران استفاده می‌شوند (۴۶،۴۷). نتایج مطالعات پیشین سازگاری‌هایی را در مدارهای حرکتی نشان داده‌اند (۴۸). به همین دلیل اغلب بیمارانی که از کفی‌های طبی به مدت چندین ماه استفاده می‌کنند سازگاری‌های مرکزی به تدریج اثر خود را نشان داده و سبب تغییر فعالیت عضلات در طی آن دوره زمانی می‌شوند (۴۹). مطالعات اخیر بیان می‌دارند که کفی‌ها قادرند تغییراتی را در الگوی کینماتیکی و کینتیکی حرکت و متعاقب آن تغییراتی را در فعالیت عضلات ایجاد نماید (۵۰). به نظر می‌رسد سازگاری‌های عصبی ناشی از استفاده طولانی مدت از کفی بیان می‌دارد که سازگاری مدارهای حرکتی در نتیجه استفاده طولانی مدت از کفی طبی باعث شده است تا اثرات آنی استفاده از این وسایل به الگوهای جاری سیستم عصبی در طولانی مدت تبدیل شود (۵۱).

اطلاعات آوران ارسال شده به سیستم عصبی مرکزی، علاوه بر کنترل بازخورد فعال شدن عضلات در کنترل فعال شدن فید فوروارد عضلات نیز نقش دارد، زیرا سیستم عصبی مرکزی، مرکز اطلاعات آوران برای تنظیم سفتی عضلات و ارائه مدل‌های از پیش برنامه‌ریزی شده برای کنترل فعال‌سازی فیدفورواردی عضلات استفاده می‌کند (۵۲). با توجه به اینکه دستیابی به وضعیت بدنی خوب مستلزم ثبات مفاصل بدن و تعادل مناسب بافت نرم اطراف مفاصل است، پایداری مفاصل پا و کمپلکس مچ پا به منظور اصلاح تغییر شکل کف پای صاف و جلوگیری از اختلالات سیستم حسی حرکتی ناشی از این امر ضروری است (۵۳). بر اساس شواهد موجود که عضله درشت نئی قدامی قادر به ایجاد ترکیبی از دورسی فلکشن و اینورژن است. درگیری این عضله در اینورژن فعال بیانگر توانایی آن در ارائه و حمایت از پویایی قوس طولی داخلی کف پا است (۵۴). بنابراین افزایش فید فوروارد و فعالیت بازخورد عضله درشت نئی قدامی که در ورزشکاران با کفی صاف در حین استفاده از کفی طبی مشاهده شد را می‌توان به ضرورت کنترل گشتاور آشکار در مچ پا، حمایت دینامیکی طولی داخلی قوس پا و کنترل گشتاور پلانتارفلکسوری لحظه تماس پا با زمین را در این افراد مشاهده کرد (۵۵). به گفته محققان، افزایش سفتی عضلانی که محصول پاسخ حرکتی و وابران در حرکات عملکردی مانند پریدن و فرود است، باعث پایداری بالایی مفصل می‌شود و از آسیب مفاصل جلوگیری می‌کند (۵۲). بهبود فعالیت فید فوروارد و بازخورد حاصل از استفاده از کفی‌های طبی به تنظیم سفتی و پایداری دینامیکی مفصل کمک می‌کند و خطر آسیب و اختلالات زنجیره حرکتی را کاهش می‌دهد (۵۶).

بنابراین استفاده از کفی طبی باعث بهبود فعالیت فید فوروارد و فیدبک عضلات اندام تحتانی شده و از طریق کنترل عصبی عضلانی سفتی عضلانی لازم را برای این عضلات و ثبات دینامیکی مفصل در صفحه فرونتال ایجاد می‌کند. با توجه به یافته‌های تحقیق روم و براوان (۲۰۰۴)، در رابطه با تأثیر استفاده از کفی‌های طبی بر تعادل افراد دارای کف پای صاف، می‌توان بیان کرد که کفی‌های طبی با بهبود کنترل عصبی عضلانی در مچ پا در کاهش انحرافات داخلی-خارجی مؤثر است (۵۷). همچنین نتایج نشان داد استفاده از کفی Arch support بلافاصله و بعد از ۴ هفته باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی فرود شده است. فعالیت فیدبکی عضلات مچ پا به خصوص عضلات پلنتار فلکسور مچ پا در تولید گشتاور اکستنسوری در مچ پا به منظور کنترل حرکت بدن به سمت پایین حین فرود و جذب نیروی عکس‌العمل زمین ضروری است (۵۵،۵۸). عضله دوقلو داخلی علاوه بر نقش اصلی خود در پلانتار فلکشن مچ پا به دلیل بازوی اینورتوری تاندون آشیل در عمل اینورژن نیز نقش ایفا می‌کنند (۵۴). افزایش میزان فعالیت فیدبکی عضلات اندام تحتانی که در تحقیق حاضر در گروه پای پرونیت و گروه سالم ایجاد شد می‌تواند به دلیل ایجاد سفتی عضلانی و ثبات دینامیک مفاصل در صفحه ساجیتال باشد (۵۷). که توانسته بلافاصله استفاده از کفی این ثبات را ایجاد کند و تأثیر مثبتی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام فرود بگذارد. همچنین در طولانی مدت نیز توانسته این ثبات را حفظ و یا بهبود ببخشد.

این مطالعه نیز همانند سایر مطالعات دارای محدودیت‌های بود که تعمیم‌پذیری نتایج را مشکل می‌سازد؛ از جمله این محدودیت‌ها می‌توان به عدم وجود جنسیت مؤنث، تفاوت‌های فیزیولوژیکی، عدم ثبت همزمان متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی و نیروهای عکس‌العمل زمین اشاره کرد. لذا استفاده از این نتایج در گروه‌های مؤنث و تعمیم دادن به کل جامعه باید با احتیاط صورت گیرد. لذا

پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده بر روی هر دو جنس جامعه هندبالیست‌ها با تعداد نمونه‌آماری بیشتر مورد بررسی قرار گیرد.

با توجه به نتایج تحقیق به نظر می‌رسد که استفاده آنی و بلندمدت از کفی Arch support می‌تواند علاوه بر بهبود فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در هنگام پرش و فرود منجر به بهبود تعادل، جذب شوک‌های ناشی از فرود و ثبات مفصل مچ پا در هندبالیست‌های دارای پرونیشن پا شود.

تشکر و قدردانی

از همکاری و مشارکت همه افرادی که در انجام و پیاده سازی این پژوهش نقش داشتند، صمیمانه قدردانی می نماییم.

حمایت مالی:

این مطالعه با حمایت دانشگاه محقق اردبیلی انجام شده است.

تضاد منافع:

نویسندگان هیچکدام تضاد منافع ندارند.

ملاحظات اخلاقی:

این پژوهش با رعایت کامل اصول اخلاقی و با دریافت کد اخلاق IR.UMA.REC.1401.081 از کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی صورت گرفته است.

References:

1. Dunn J, Link C, Felson D, Crincoli M, Keysor J, McKinlay J. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. Am J Epidemiol 2004;159(5):491-8. https://doi.org/10.1093/aje/kwh071
2. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. J Orthop Sports Phys Ther 1991;14(2):70-4. https://doi.org/10.2519/jospt.1991.14.2.70
3. Valizade OA, Siahkoohian M, Jafarnezhadgero AA, BOLBOLI L, Ghorbanlou F. Investigating the Effects of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Running in the Runners with Pronated Feet. Sci J Rehabil Med 2020;8(4):123-31. (Persian)
4. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture 2002;15(3):282-91. (Persian). https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5
5. Koreili Z, Fatahi A, Azarbayjani MA, Sharifnezhad A. Comparison of Static Balance performance and plantar selected parameters in dominant and non-dominant leg Active Female Adolescents with ankle pro-nation. Sci J Rehabil Med 2021;12(2):306-19. (Persian). https://doi.org/10.32598/SJRM.12.2.7
6. Morasiewicz P, Urbański W, Kulej M, Dragan SŁ, Dragan SF, Pawik Ł. Balance and lower limb loads distribution after Ilizarov corticotomy. Injury 2018;49(4):860-5. https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.03.016
7. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. J Foot Ankle Res 2009;2(1):1-9. https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35
8. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech 2001;16(4):341-7. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5
9. Chen J-P, Chung M-J, Wang M-J. Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5-to 13-year-old children in Taiwan. Foot Ankle Int 2009;30(4):326-32. https://doi.org/10.3113/FAI.2009.0326
10. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train 2005;40(1):41.
11. Baumfeld D, Baumfeld T, da Rocha RL, Macedo B, Raduan F, Zambelli R, et al. Reliability of baropodometry on the evaluation of plantar load

distribution: a transversal study. Biomed Res Int 2017;2017. https://doi.org/10.1155/2017/5925137

12. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991;12:326-37. https://doi.org/10.2165/00007256-199112050-00005
13. DiStefano LJ, Padua DA, Brown CN, Guskiewicz KM. Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. J Athl Train 2008;43(3):234-41. https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.234
14. Yeow C, Lee PV, Goh JC. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. Knee 2009;16(5):381-6. https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.02.002
15. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci 2011;30(3):624-35. https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.010
16. McPoil TG, Cornwall MW. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. Journal of the American Podiatric Med Assoc 2000;90(1):2-11. https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-2
17. Klingman RE, Liaos SM, Hardin KM. The effect of subtalar joint posting on patellar glide position in subjects with excessive rearfoot pronation. Journal of Orthop Sports Phys Ther 1997;25(3):185-91. https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.185
18. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. J Biomech 1987;20(5):547-51. https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90255-7
19. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. Foot Ankle Clinics 2001;6(1):25-36. https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00077-9
20. MW AMJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle. Activity in the Lower extremity. Gait Posture 2006;23(3):295-302. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.004
21. Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. Arch Phys Med Rehabil 1999;80(5):540-4. https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90196-X
22. 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). https://doi.org/10.1097/MD.0000000000010655
23. 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. J Biomech 2016;49(9):1705-10. (Persian). https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
24. Kulcu DG, Yavuzer G, Sarmer S, Ergin S. Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. Foot Ankle Int 2007;28(10):1053-6. https://doi.org/10.3113/FAI.2007.1053
25. Jafarnezhadgero A, Mehr SMA, Majlesi M. Effect of long-term use of arch support foot orthoses on walking ground reaction force asymmetry index in children with flexible flat feet: A cohort study. Med J Tabriz Univ Med Sci 2019;41(4):31-9. (Persian). https://doi.org/10.34172/mj.2019.043
26. O'Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. J Am Podiatr Med Assoc 2008;98(1):36-41. https://doi.org/10.7547/0980036
27. 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 runningJ Sci Med Sport 2009;12(6):679-84. (Persian). https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.05.001

28. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. Manu Ther 2008;13(2):148-54. https://doi.org/10.1016/j.math.2006.11.002
29. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. JBJS. 2007;89(12):2723-31. https://doi.org/10.2106/JBJS.F.01016
30. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture 2017; 53:236-40. (Persian). https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
31. Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Alipoor Sarinasilou M. Effect of Knee Brace on Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces during Landing from Two Heights of 30 and 50 cm in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Injury. Sci J Rehabil Med 2019;8(2):159-68. (Persian)
32. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. Manu Therap 2016; 23:76-82. https://doi.org/10.1016/j.math.2015.10.006
33. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018; 39:35-41. (Persian). https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.006
34. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Clin Biomech 2006;21(10):1074-80. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.06.007
35. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait Posture 2009;29(2):172-87. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015
36. 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. J Exerc Sci Med 2018;9(2):139-52.
37. Kristanto A, Neubert MS, Gross MT, Puntumetakul R, Kaber DB, Sessomboon W. Effects of corrective insole on leg muscle activation and lower extremity alignment in rice farmers with pronated foot: a preliminary report. Foot 2021;46:101771. https://doi.org/10.1016/j.foot.2020.101771
38. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. Manual therapy. 2008;13(6):513-9. https://doi.org/10.1016/j.math.2007.06.004
39. Santello M, McDONAGH MJ. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Exp Physiol 1998;83(6):857-74. https://doi.org/10.1113/expphysiol.1998.sp004165
40. Kirby KA. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. JAPMA 1989;79(1):1-14. https://doi.org/10.7547/87507315-79-1-1
41. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech 2004;19(4):391-7.

https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010

42. Kristanto A, Neubert MS, Puntumetakul R, Sessomboon W. Adaptable ergonomic interventions for patients with cerebral palsy to rice farmer's activities: reviews and recommendations. Asia Pac J Sci Technol 2019;24(04):1-9.
43. Landorf KB, Keenan A-M. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? J Am Podiatr Med Assoc2000;90(3):149-58. https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149
44. MASc TY, Jonathan Kofman PhD P. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. J Rehabil Res Dev 2009;46(2):257. https://doi.org/10.1682/JRRD.2008.02.0024
45. Meyer-Heim A, van Hedel HJ, editors. Robot-assisted and computer-enhanced therapies for children with cerebral palsy: current state and clinical implementation. Seminars in pediatric neurology; 2013: Elsevier. https://doi.org/10.1016/j.spen.2013.06.006
46. Ferris D, Sawicki G, Domingo A. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. Top Spinal Cord Inj Rehabil 2005;11(2):34-49. https://doi.org/10.1310/6GL4-UM7X-519H-9JYD
47. Kao P-C, Ferris DP. Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. Gait Posture 2009;29(2):230-6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.014
48. Choi JT, Bastian AJ. Adaptation reveals independent control networks for human walking. Nat Neurosci 2007;10(8):1055-62. https://doi.org/10.1038/nn1930
49. Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. Arch Phys Med Rehabil 2002;83(2):240-5. https://doi.org/10.1053/apmr.2002.27462
50. Stacoff A, Kramers-de Quervain I, Dettwyler M, Wolf P, List R, Ukelo T, et al. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. Foot 2007;17(3):143-53. https://doi.org/10.1016/j.foot.2007.02.004
51. Esmaeili H, Anbarian M, Salari Esker F, Hajiloo B, Sanjari MA. Long-term effects of foot orthoseson leg muscles activity in individuals with pesplanus during walking. Sci J Kurdistan Univ Med Sci 2014;19(1):88-98. (Persian)
52. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. J Athlet Train 2002;37(1):80.
53. Sahrmann S. Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes; Mosby: St. Louis, MO, USA. 2002.
54. Oatis CA. Kinesiology the mechanics and pathomechanics of human movement: Wolters Kluwer; 2009.
55. Suda EY, Amorim CF, Sacco IdCN. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. Electromyogr Kinesiol 2009;19(2): e84-e93. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.007
56. Grillner S. The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors. Acta Physiol Scand1972;86(1):92-108. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1972.tb00227.x
57. Rome K, Brown C. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. Clin Rehabil 2004;18(6):624-30. https://doi.org/10.1191/0269215504cr767oa
58. Wikstrom E, Tillman M, Schenker S, Borsa P. Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. Scand J Med Sci Sports 2008;18(1):55-61. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00629.x

Original Article

COMPARING THE IMMEDIATE AND LONG-TERM EFFECTS OF ARCH SUPPORT ON THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES DURING LANDING IN THREE STEPS SHOT TECHNIQUE IN HANDBALL PLAYERS WITH PRONATION FOOT

Mohsen Barghadi [1], Fariborz Imani [2], Somarin Azin Jahangirpour [3], Ali Nosrati [4], Morteza Shokrzadeh [5]*

Received: 23 April, 2023; Accepted: 23 September, 2023

Abstract

Background & Aims: Pronation of foot is one of the most common abnormalities of the lower limb; so the purpose of this study was to compare the immediate and long-term effects of arch support on the electrical activity of muscles during landing in the three-step shot technique in handball players with pronation foot.

Materials & Methods: The present study was semi-experimental with a pre-test and post-test design with a control group. The statistical population of this research was male handball players with pronated foot. Sampling was done using convenient sampling method, and 10 people with pronated foot along with 10 healthy people were selected. The sole of the shoe used in this study had a protrusion on the inner edge of the foot (Arch support). To measure the electrical activity of the muscles of the lower limbs, it was recorded by an electromyography device and analyzed by the biometric datalite program. ANOVA test with repeated measurements was used to analyze the data, and the independent t-test was used to check the sameness of the initial conditions.

Results: The results showed that there were significant increases in gastrocnemius muscles (P=0.04), vastus medialis (p=0.001), and biceps femoris muscles (p=0.089) in the pronation foot group after 4 weeks of using arch support insoles compared to the pre-test stage. Also, there was a significant increase in the vastus medialis muscle (p=0.06) in the pronation group in the immediate stage compared to the pre-test stage. In addition, the semitendinosus muscle in the pronation group had a significant increase after 4 weeks compared to the immediate phase (p=0.035).

***Conclusion*:** It seems that in addition to improving the electrical activity of the lower limb muscles during jumping and landing, the immediate and long-term use of Arch Support insoles can lead to improved balance, absorption of landing shocks, and stability of the ankle joint in handball players with pronation foot.

Keywords: Arch Support Insole, Electrical Activity, Handball Players, Muscles, Pronated Foot

Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Tel: +989153058339

Email: barghamadi@uma.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2023: 34(8): 449 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1]Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

[2] M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

[3] M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

[4] PhD student of sports physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

[5] M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran