**مقايسه اثر آني و طولاني مدت کفي Arch Supportبر فعاليت الکتريکي عضلات
طي فرود در تکنيک شوت سه گام در هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت**

محسن برغمدي\*[[1]](#footnote-1)، فريبرز ايماني2، آذين جهانگيرپورثمرين3، علي نصرتي‌هشي4، مرتضي شکرزاده5

**تاريخ دريافت 03/02/1402 تاريخ پذيرش 01/07/1402**

چکيده

**پيش‌زمينه و هدف:** پرونيشن پا يکي از شايع‌ترين ناهنجاري‌هاي اندام تحتاني است؛ لذا هدف از پژوهش حاضر مقايسه اثر آني و طولاني مدت کفي Arch support بر فعاليت الکتريکي عضلات طي فرود در تکنيک شوت سه گام در هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت بود.

**مواد و روش کار:** تحقيق حاضر از نوع نيمه‌تجربي با طرح پيش‌آزمون و پس‌آزمون با گروه کنترل بود. جامعه آماري اين تحقيق هندباليست‌هاي مرد داراي پاي پرونيت بودند. نمونه‌گيري به صورت در دسترس انجام شد و 10 نفر افراد داراي پاي پرونيت و 10 نفر سالم انتخاب شدند. کفي کفش مورد استفاده در اين پژوهش داراي برجستگي در قسمت لبه داخلي پا (Arch support)، بود. براي اندازه‌گيري فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني به وسيله دستگاه الکترومايوگرافي ثبت و توسط برنامه بايومتريک ديتاليت تحليل شد. همچنين براي تحليل داده‌ها از آزمون تحليل واريانس با اندازه‌گيري تکراري و براي بررسي يکسان بودن شرايط اوليه از آزمون تي مستقل استفاده شد.

**يافته‌ها:** نتايج نشان داد عضلات دوقلوداخلي (04/0=P)، پهن داخلي (001/0=P) و دوسرراني (089/0=P) در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته استفاده از کفي Arch support در مقايسه با پيش‌آزمون طي فرود افزايش معني‌داري داشت. همچنين عضله پهن داخلي (06/0=P) در گروه پاي پرونيت در مرحله بلافاصله در مقايسه با مرحله پيش‌آزمون افزايش معني‌داري داشت. به‌علاوه عضله نيمه وتري (035/0=P) در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته در مقايسه با مرحله بلافاصله افزايش معني‌داري داشت.

**بحث و نتيجه‌گيري: به نظر مي‌رسد که استفاده آني و بلندمدت از** کفي Arch support **مي‌تواند علاوه بر بهبود فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني در هنگام پرش و فرود منجر به بهبود تعادل، جذب شوک‌هاي ناشي از فرود و ثبات مفصل مچ پا در هندباليست‌هاي داراي پرونيشن پا شود.**

**کليدواژه‌ها:** کفي Arch support، فعاليت الکتريکي، هندباليست‌ها، عضلات، پاي پرونيت

**مجله مطالعات علوم پزشکي، دوره سي و چهارم، شماره هشتم، ص 449-438، آبان 1402**

**آدرس مکاتبه**: اردبيل، دانشگاه محقق اردبيلي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي،گروه بيومکانيک ورزشي، تلفن: 09153058339

Email: barghamadi@uma.ac.ir

مقدمه

پرونيشن[[2]](#footnote-2) پا يکي از ناهنجاري‌هاي شايع اندام تحتاني است، ميزان شيوع پاي پرونيشن در جوانان 16 ساله 48 تا 78 درصد و در بزرگسالان 23 درصد گزارش شده است (1). اين عارضه مادرزادي با چرخش استخوان درشت ني همراه است، بر اساس شواهد در عارضه پرونيشن پا جذب و تعديل شوک‌هايي که توسط قوس‌هاي طولي-داخلي انجام مي‌گيرد مختل مي‌شود (2). پرونيشن پا به دليل تغييرات بيومکانيکي منجر به ناکارآمدي در ناحيه مچ پا در حين فعاليت مي‌شود (3). بر اساس مطالعات در اين زمينه هر گونه تغييرات بيومکانيکي در ساختمان مچ پا، آسيب‌ديدگي را در اين بخش از بدن را افزايش مي‌دهد (4). پاي پرونيت، يک نوع ناهنجاري است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولي داخلي هنگام تحمل وزن بدن مي‌گردد، همچنين به دنبال اين عارضه دفورميتي در ساختمان مچ پا مشاهده مي‌شود. به دنبال اين ناهنجاري سر استخوان تالوس[[3]](#footnote-3) و ناويکولار[[4]](#footnote-4) به سمت داخل متمايل مي‌گردد که در نهايت مي‌تواند منجر به بروز عارضه پاي پرونيت شود. پاي پرونيت نيز در ارتباط نزديکي با اعمال فشار مستقيم و آسيب بر روي مفاصل مچ پا، زانو و کمربند لگني همراه است (5). با وجود اين مطالعات در اين زمينه نشان داده است که وجود عارضه پرونيشن پا در اندام تحتاني به دليل توزيع غيرعادي بار (سطح اتکاي نامناسب) مي‌تواند منجر به بروز درد (6)، برهم خوردن آرايش استخواني اندام تحتاني به دليل افت استخوان ناوي (7)، تعادل نامناسب (8)، کاهش جذب و تعديل نيرو به دليل از بين رفتن قوس‌هاي کف پايي (9)، اختلال در فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني و متعاقب آن کشيدگي عضلات همسترينگ و چهارسرران (9)، افزايش فشارهاي کف پايي (2)، تغيير در تحرک‌پذيري مفاصل (10)، تغيير و اختلال در پاسچر (8)، عملکرد غيرعادي و در نهايت عدم ثبات حين فعاليت گردد (11).

در بسياري از فعاليت‌هاي ورزشي پرش و فرود اجتناب‌ناپذير است (12). هنگام فرود بسته به ارتفاع فرود و ويژگي‌هاي مکانيکي سطح اتکا، کفش و نيز عملکرد عضلاني در جذب شوک ممکن است نيروي برخوردي تا حدود 10 برابر وزن بدن ايجاد کند (12،13). بيشترين آسيب مچ پا و زانو در ورزش‌هايي مانند هندبال، واليبال، بسکتبال و فوتبال هنگام پرش و فرود رخ مي‌دهد (13،14). هندبال به منزله مادر ورزش‌هاي توپي اهميت، جذابيت و طرفداران زيادي دارد، در اين رشته ورزشي تکنيک و تاکتيک‌هاي متنوعي وجود دارد که يکي از تکنيک‌ها براي رسيدن به گل، شوت سه گام است. انجام يک شوت سه گام مؤثر و با سرعت بالا مي‌تواند نقش زيادي در موفقيت تيم داشته باشد که از اين جهت علم بيومکانيک مي‌تواند در بررسي عوامل مؤثر بر شوت سه گام بسيار کمک‌کننده باشد (12). از طرفي تعادل عضلات براي پايداري عضلات بسيار حياتي است و عدم تعادل سبب بروز اختلالات مختلف مي‌شود. براي مثال عدم تعادل عضلات پهن داخلي مايل در پايداري مفصل کشککي-راني زانو مؤثر است به نحوي که عدم تعادل در اين عضلات خطر ابتلا به اختلالات زانو را افزايش مي‌دهد (15). با توجه به همبستگي مثبت بين مقدار نيروي عکس‌العمل زمين و آسيب، شدت و فراواني آسيب در فرود تک‌پا به مراتب بيشتر از فرود دو پا است چون در تک‌پا فقط يک پا همه فشار را تحمل مي‌کند در حالي که در فرود دوپا فشار بين دو پا تقسيم مي‌شود.

 کفي‌هاي کفش يکي از عمومي‌ترين تکنيک‌هاي مورد استفاده براي ايجاد تغيير زواياي حرکات اندام تحتاني مي‌باشد. اغلب درمانگران براي اصلاح پرونيشن پا از کفي‌هاي اصلاحي استفاده مي‌کنند براساس مطالعات موجود استفاده از اين کفي‌ها باعث تصحيح معني‌دار چرخش داخلي ساق پا مي‌گردد (16). برهمين اساس برخي از محققان استفاده از کفي را در اصلاح راستاي پا و زانو مؤثر مي‌دانند (17). پا در مقايسه با ساير بخش‌هاي بدن انسان تغييرات ساختاري بيشتري را از خود نشان مي‌دهد يکي از مهمترين ويژگي‌هاي ساختاري پا ارتفاع قوس طولي داخلي به هنگام تحمل وزن است (18). در درمان صافي کف پا استفاده از کفش‌هاي معمولي داراي حمايت کننده قوس پا يا کفي‌هاي طبي رايج است (19). وظيفه اصلي کفي در عارضه صافي کف پاي منعطف اصلاح راستايي استخوان‌هاي کف پا و بازگشت به راستاي طبيعي مي‌باشد (20). يکي از مزاياي استفاده از کفي‌ها مي‌تواند مربوط به کاهش فعاليت الکتريکي عضلاني که براي ثبات يا کنترل محوري چرخش‌هاي اندام تحتاني و هدايت راستاي پا مورد نياز است باشد. بدين ترتيب جبران صافي کف پا که با استفاده از کفي‌هاي طبي انجام مي‌شود مي‌تواند بسيار مهم و حائز اهميت باشد. يکي ديگر از مزيت‌هاي قابل توجه کفي‌هاي طبي مي‌تواند ايجاد کاهش در فعاليت الکتريکي عضلات مورد نياز جهت ايجاد ثبات در کف‌پا و کنترل چرخش محوري اندام‌تحتاني و هدايت راستاي پا باشد (21). مطالعات نشان داده‌اند در افراد دچار صافي کف پا، خط وزن به داخل حرکت مي‌کند و سبب ايجاد گشتاور پروناتوري در اين افراد مي‌شود، در حالي که کفي‌هاي حمايت‌کننده قوس داخلي سبب جابه‌جايي خط وزن به خارج مي‌شود و با کاهش ميزان نوسان در حالت ايستايي و پويا، تعادل را افزايش مي‌دهد (22). در همين راستا فرهپور و همکاران (2016)، استفاده از کفي‌هاي با برجستگي در قسمت لبه داخلي پا (Arch support) جهت اصلاح راستاي بيومکانيکي با هدف کاهش پرونيشن پا توصيه کرده‌اند (23). نتايج بعضي از تحقيقات گذشته بر پوشيدن کفي نشان‌دهنده جابه‌جايي مرکز فشار سمت خارجي بيشتر از قسمت داخلي بوده است (22). کولکو و همکاران (2007)، نيز به اين نتيجه رسيدند که استفاده آني از کفي سيليکوني در افراد با صافي کف پا تاثيري در تعديل نيروهاي اعمال شده در پاي افراد و داده‌هاي کينماتيکي ندارد (24). جعفرنژادگرو و همکاران (2019)، در تحقيقي نشان دادند استفاده از کفي طبي باعث بهبود زمان رسيدن به اوج نيروهاي عکس‌العمل زمين و سرعت گام برداشتن کودکان با کف پاي صاف مي‌شود (25). اولري و همکاران (2008)، بيان کردند استفاده از کفي باعث کاهش 8/6 درصدي در نيروي عمودي عکس‌العمل زمين وکاهش 3/8 درصدي در ميزان بار وارد شده هنگام دويدن مي‌شود (26). اسلامي و همکاران (2009)، نيز نشان داده‌اند که استفاده از کفي نيمه‌سخت هنگام دويدن و فرود باعث کاهش 5/5 درصدي مقادير اوج نيروي عمودي عکس‌العمل زمين و کاهش40 درصدي اورژن پاي برتر مي‌شود که علت احتمالي آن را انعطاف‌پذيري اين نوع کفي معرفي نمودند در نتيجه کفي‌ها نيروهاي وارده بر قسمت‌هاي مختلف پا را در افرادي با ناهنجاري کف پاي صاف کاهش مي‌دهند (27). کفي Arch support براي اصلاح راستاي بيومکانيکي جهت کاستن پرونيشن پا پيشنهاد شده است (26). برخي از تحقيقات کاسته شدن درد را به علت استفاده از کفي Arch support در افراد داراي پاي پرونيت و کف پاي صاف گزارش نموده‌اند (23). با توجه به ساختار اين نوع کفي، قوس طولي-داخلي پا در صفحه فرونتال حمايت مي‌شود که احتمال مي‌رود مي‌تواند باعث کاهش مقادير مؤلفه‌هاي داخلي-خارجي نيروي عکس‌العمل زمين شود (23). تاکنون مطالعه‌اي در خصوص تأثير کفي Arch supportبر روي نيروهاي عکس‌العمل زمين در ورزشکاران داراي پاي پرونيت در رابطه با مانورهاي ورزشي آسيب زا مانند فرود صورت نگرفته است. لذا هدف از پژوهش حاضر مقايسه اثر آني و بلندمدت کفي Arch support بر فعاليت الکتريکي عضلات طي فرود در تکنيک شوت سه گام در هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت بود. به نوعي محقق به دنبال پاسخ به اين سؤال است که آيا کفي Arch support بر فعاليت الکتريکي عضلات طي فرود در تکنيک شوت سه گام در هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت مؤثر است يا خير؟

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نيمه‌تجربي بود که به صورت پيش‌آزمون و پس‌آزمون و با گروه کنترل انجام شد. جامعه آماري اين پژوهش کليه هندباليست‌ها (298 نفر) با دامنه سني 30-25 سال شهرستان اردبيل که داراي پاي پرونيت بودند. با استفاده از اطلاعات مربوط به مطالعات پيشين و با استفاده از نرم‌افزار Gpower3.1، حجم نمونه آماري پژوهش حاضر20 نفر برآورد شد. تا توان آماري 8/0 و اندازه اثر 8/0 در سطح معني داري 05/0 حاصل شود (28). برهمين اساس 10 نفر فرد سالم به‌صورت تصادفي ساده و 10 نفر با عارضه پاي پرونيت به‌طور هدفمند و نمونه در دسترس به‌طور داوطلبانه در اين تحقيق شرکت کردند. معيار ورود شامل: هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت، سابقه حداقل 5 سال فعاليت در ليگ استان اردبيل، داشتن بيش از 10 ميليمتر افتادگي استخوان ناويکولار و شاخص پاسچر پا بالاتر از 6 ميليمتر بود. معيار خروج شامل: داشتن اختلالات عصبي، سابقه آسيب ديدگي حداقل 3 ماه گذشته يا کمتر، سابقه عمل جراحي 6 ماه گذشته، مشکلات ساختاري و روانشناختي بود. براي تعيين ميزان افتادگي استخوان ناويکولار، اختلاف ارتفاع استخوان ناويکولار از زمين در حالت پا برهنه در دو حالت با و بدون تحمل وزن (وضعيت ايستاده بر روي دو پا و وضعيت نشسته بر روي صندلي) محاسبه شد. قبل از اجراي آزمون اهداف و روش مطالعه براي آزمودني‌ها شرح داده شد. آزمودني‌ها رضايت‌نامه کتبي براي شرکت در پژوهش را امضا نمودند. تمام بخش‌هاي اجرايي پژوهش حاضر بر طبق بيانيه هلسينکي انجام شد.

از همه‌ي آزمودني‌ها خواسته شد تا قبل از شرکت در آزمون فرم رضايت‌نامه حضور در آزمون را پر کنند و 48 ساعت قبل از حضور در آزمون فعاليت شديد ورزشي نداشته باشند تا اثر خستگي که ممکن است روي تکنيک شوت سه گام آزمودني‌ها تأثير بگذارد به حداقل برسد. قبل از اجراي آزمون جهت ايجاد هماهنگي از افراد خواسته شد تا با پوشيدن لباس ورزشي مناسب، به مدت ۵ دقيقه بدن خود را گرم کنند (3 دقيقه نرم دويدن و 2 دقيقه حرکات کششي مختص اندام تحتاني) (29). همچنين قبل از اجراي آزمون جهت ايجاد هماهنگي براي حرکت با کفي هر آزمودني حدود 10 دقيق با کفي در سطح آزمايشگاه شروع به حرکت و گرم کردن مي‌نمود. بر اساس پرسشنامه دست و پاي راست به عنوان دست و پاي غالب آزمودني‌ها شناسايي شد (30). لازم به ذکر است که نحوه اجراي شوت سه گام براي آزمودني‌ها بدين صورت طراحي شده بود که آزمودني‌ها ابتدا گام اول را با پاي راست بردارند و گام دوم را با پاي چپ برداشته و همزمان پرش را با پاي چپ انجام داده و موقع فرود با پاي برتر (پايي که الکتروها بر آن نصب بود) به سطح زمين برسد.همچنين از آزمودني‌ها خواسته شد قبل از شروع تکنيک شوت، 5 مرتبه به‌صورت آزمايشي عمل فرود را تمرين و تکرار کنند.آزمودني‌ها تکنيک ياد شده را پس از قرارگيري الکترودها روي عضلات انجام دادند. براي هر آزمودني سه کوشش صحيح ثبت شد. کوششي مورد پذيرش واقع مي‌شد که سيگنال الکترومايوگرافي تمامي عضلات به صورت صحيح ثبت شده باشد (31). ميزان فعاليت عضله هشت عضله پاي سمت راست آزمودني‌ها طي فرود ثبت شد. براي ثبت فعاليت الکتريکي عضلات از دستگاه الکترومايوگرافي بايومتريک (Biometrics ltd, UK) 8 کاناله بي‌سيم و الکتروهاي سطحي مدل دو قطبي (ساخت کشور انگلستان) استفاده شد (32). نرخ نمونه‌برداري در فعاليت الکتريکي عضلات برابر Hz 1000 قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالي مانند تراشيدن محل الکترودگذاري و تميز کردن با الکل ( 70 درصد اتانول-C2H5OH) طبق توصيه‌نامه SENIAM انجام شد (33).

آزمودني‌ها در پژوهش حاضر با توجه به شماره پا از کفش ورزشيASICS GEL-CUMULUS20 استفاده کردند (شکل1). کفي مورد استفاده در اين پژوهش داراي برجستگي در قسمت لبه داخلي پا (Arch support) بود**.** قله ارتفاع قوس طول داخلي در اين کفي برابر با 25 ميلي‌متر و ميزان Posting (بيشترين اختلاف ارتفاع لبه داخلي از لبه خارجي) آن 15 ميلي‌متر بود. طول اين کفي به اندازه‌اي بود که بخش عقب و مياني پا را پوشش مي‌داد و در بخش جلويي پا قرار نداشت. جنس اين کفي از نوع سخت پلي‌يورتان (Polyurethane) بود و به طور کامل قوس پا را پوشش مي‌داد. براي هر آزمودني متناسب با اندازه پاي فرد کفي مناسب مورد استفاده قرار گرفت. داده‌ها در دو شرايط پرش و فرود با کفش طبي پيش‌آزمون و پرش و فرود با کفش+کفي طبي طي پس‌آزمون ثبت شدند (شکل 2). طي فرود ارتفاع فرود افراد با استفاده از دستگاه تحليل سه بعدي motion lab system vicon (200Hz) Inc.15045 old Hammond Highway Baton Rouge LA 70816USA. و چهار دوربين سري T و مارکر منعکس‌کننده نور کنترل شد. تعداد مراحل تست‌گيري شامل سه مرحله متفاوت قبل از استفاده از کفي، بلافاصله بعد از استفاده از کفي و بعد از 4 هفته استفاده از کفي را شامل مي‌شد و اطلاعات کينتيکي و کينماتيکي آن‌ها ثبت گرديد.



**شکل (1):** کفش ASICS GEL-CUMULUS 20



**شکل (2):** کفي Arch support استفاده شده در تحقيق

**روش آماري:**

براي تحليل آماري داده‌ها ابتدا از آزمون شاپيرو-ويلک براي بررسي طبيعي بودن توزيع داده‌ها استفاده شد. همچنين براي تحليل داده‌ها از آزمون تحليل واريانس با اندازه‌گيري تکراري و براي بررسي يکسان بودن شرايط اوليه از آزمون تي مستقل استفاده شد. داده‌هاي کينتيکي به‌دست‌آمده با استفاده از فيلتر Butterworth سطح چهار و بدون اختلاف فازي با فرکانس برش 30 هرتز هموار شدند. تمامي تجزيه و تحليل در سطح معني‌داري (05/0>P)، و از نرم‌افزارSPSS v26 استفاده شد.

يافته‌ها

نتايج آزمون تي مستقل نشان داد در متغيرهاي سن، قد، وزن، و شاخص توده بدني اختلاف معني‌داري وجود ندارد و شرايط اوليه هر دو گروه يکسان است (05/0<p) (جدول 1).

**جدول (1):** مقادير سن، قد، وزن و شاخص توده بدني در پيش‌آزمون

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| متغير | گروه سالم | گروه پاي پرونيت | سطح معني‌داري |
| سن (سال) | 52/3 ±33/26 | 18/3 ±33/25 | 210/0 |
| قد (سانتي متر) | 66/6 ±23/177 | 72/6 ±76/176 | 788/0 |
| وزن (کيلوگرم) | 17/8 ±90/72 | 24/7 ±70/74 | 371/0 |
| شاخص توده بدني (کيلوگرم بر متر مربع) | 77/2 ±44/23 | 22/3 ±23/24 | 316/0 |

نتايج جدول شماره2، نشان داد که اثر عامل زمان بر عضلات درشت نئي قدامي (007/0=P)، نيمه وتري (033/0=P)، دوسرراني (008/0=P) و سريني مياني (012/0=P) در دو گروه پاي پرونيت و سالم طي فرود اختلاف معني‌داري داشت. همچنين اثر عامل گروه و اثر تعاملي زمان\*گروه بر هيچ يک از عضلات در دو گروه پاي پرونيت و سالم طي فرود اختلاف معني‌داري نداشت (05/0<P).

به علاوه نتايج نشان داد عضلات دوقلوداخلي (04/0=P)، پهن داخلي (001/0=P) و دوسرراني (089/0=P) در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته (کفي Arch support) در مقايسه با پيش‌آزمون طي فرود افزايش معني‌داري داشت. همچنين عضله پهن داخلي (06/0=P) در گروه پاي پرونيت در مرحله بلافاصله در مقايسه با مرحله پيش‌آزمون افزايش معني‌داري داشت. به‌علاوه عضله نيمه وتري (035/0=P) در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته در مقايسه با مرحله بلافاصله افزايش معني‌داري داشت (نمودار 1).

نتايج نشان داد عضلات درشت نئي قدامي (042/0=P)، دوقلو داخلي (049/0=P)، پهن داخلي (003/0=P)، راست راني (006/0=P)، دوسرراني (017/0=P)، نيمه وتري (016/0=P) و سريني مياني (029/0=P) در گروه سالم بعد از 4 هفته (کفي Arch support) در مقايسه با پيش‌آزمون طي فرود افزايش معني‌داري داشت. همچنين عضله پهن داخلي در گروه سالم در مرحله بلافاصله در مقايسه با پيش‌آزمون (017/0=P) و بعد از 4 هفته در مقايسه با مرحله بلافاصله (061/0=P)، افزايش معني‌داري داشت (نمودار 2).

**جدول (2):** مقادير فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني (%MVIC) در گروه سالم و پاي پرونيت هنگام فرود.

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **متغير** | **گروه پاي پرونيت** | **گروه سالم** | **اثر عامل زمان** | **اثر تعاملي زمان\*گروه** | **اثر عامل گروه** |
| **پيش آزمون** | **بلافاصله** | **بعد از 4 هفته** | **پيش آزمون** | **بلافاصله** | **بعد از 4 هفته** |
| TA | 88/19 08±/57 | 15/±18 25/64 | 91/13 ± 58/72 | 92/11 ± 75/55 | 15/18 ± 25/61 | 80/8 ± 75/63 | 007/0\*(378/0) | 331/0(100/0) | 53/0(279/0) |
| GCM | 37/10 58±/31 | 68/9 ± 75/33 | 18/16 33±/41 | 00/8 08±/29 | 80/7 25±/32 | 87/7 ± 83/34 | 310/0(20/0) | 080/0(416/0) | 338//0(042/0) |
| VM | 99/11 ± 75/46 | 91/11 ± 58/61 | 00/9 ± 00/65 | 43/18 ± 91/42 | 45/21 ± 08/49 | 44/20 ± 75/52 | 608/0(000/0) | 131/0(230/0) | 136/0(098/0) |
| VL | 46/9 ± 75/64 | 36/12 ± 33/69 | 89/7 ± 66/73 | 34/17 ± 08/62 | 15/16 ± 83/64 | 94/16 ± 25/66 | 273/0(035/0) | 059/0(527/0) | 338/0(042/0) |
| RF | 56/13 ± 50/41 | 81/17 ± 08/50 | 10/16 ± 16/54 | 80/16 ± 08/39 | 54/16 ± 91/40 | 84/15 ± 33/43 | 476/0(001/0) | 111/0(292/0) | 193/0(076/0) |
| ST | 54/9 ± 83/34 | 13/6 ± 25/32 | 84/7 ± 66/35 | 77/11 ± 33/35 | 84/13 ± 08/40 | 05/12 ± 50/42 | 033/0\*(277/0) | 313/0(105/0) | 175/0(082/0) |
| BF | 20/10 ± 83/36 | 32/8 ± 33/42 | 72/10 ± 66/44 | 71/8 ± 16/33 | 95/8 ± 58/36 | 05/8 ± 50/41 | 008/0\*(371/0) | 670/0(037/0) | 179/0(080/0) |
| GM | 12/14 ± 83/34 | 06/7 ± 91/37 | 99/4 ± 91/40 | 66/8 ± 16/32 | 74/6 ± 41/35 | 52/7 ± 75/37 | 012/0\*(344/0) | 946/0(005/0) | 255/0(058/0) |

\* سطح معني‌داري (05/0>P).

 **نمودار (1):** مقايسه زوجي گروه تجربي (TA: درشت نئي قدامي؛ GCM: دوقلو داخلي؛ VM:
پهن داخلي؛ VL: پهن خارجي؛ RF: راست راني؛ ST: نيمه وتري؛ GM: سريني مياني)

**نمودار (2):** مقايسه زوجي (TA: درشت نئي قدامي؛ GCM: دوقلو داخلي؛ VM: پهن داخلي؛
VL: پهن خارجي؛ RF: راست راني؛ ST: نيمه وتري؛ GM: سريني مياني) گروه سالم

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقايسه اثر آني و طولاني مدت کفي Arch support بر فعاليت الکتريکي عضلات طي فرود در تکنيک شوت سه گام در هندباليست‌هاي داراي پاي پرونيت بود. نتايج نشان داد که اثر عامل زمان بر عضلات درشت نئي قدامي، نيمه وتري، دوسرراني و سريني مياني در دو گروه پاي پرونيت و سالم طي فرود اختلاف معني‌داري داشت. عضلات دوقلوداخلي، پهن داخلي و دوسرراني در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته (کفي Arch support) در مقايسه با پيش‌آزمون طي فرود افزايش معني‌داري داشت. همچنين عضله پهن داخلي در گروه پاي پرونيت در مرحله بلافاصله در مقايسه با پيش‌آزمون افزايش معني‌داري داشت. به‌علاوه عضله نيمه‌وتري در گروه پاي پرونيت بعد از 4 هفته در مقايسه با مرحله بلافاصله افزايش معني‌داري داشت. نتايج تحقيق حاضر به نوعي با نتايج مورلي و همکاران (2006؛ 2008)(34،35)، و بديهيان و همکاران (1397)(36)، همسو مي‌باشد و با نتايج کريستانتو و همکاران (2021) (37)، ناهمسو مي‌باشد.

مورلي و همکاران (2006)، سه طرح مختلف ارتز را بر روي افراد داراي کف پاي صاف بررسي کردند که افزايش قابل توجهي در حداکثر دامنه الکتروميوگرافي عضله قدامي تيبياليس در شرايط کفش با ارتز 0، 15 و 30 درجه نسبت به حالت پابرهنه مشاهده کردند (34)، همچنين مورلي و همکاران (2008)، در يک مطالعه مروري به اين نتيجه رسيدند که استفاده از کفي‌هاي طبي در فعاليت‌هاي بدني مختلف مانند دويدن و فرود باعث افزايش فعاليت عضلات اندام تحتاني مي‌شود (35،38). در حين انجام پرش و فرود، يک دورسي فلکشن سريع در لحظه تماس پا با زمين رخ مي‌دهد و به دنبال آن يک پلانتار فلکشن تدريجي در مچ پا تا رسيدن به حالت ايستاده رخ مي‌دهد (39)، همچنين کريستانتو و همکاران (2021)، در تحقيقي نشان دادند که استفاده از کفي ميزان فعاليت عضلات اندام تحتاني طي راه‌رفتن را کاهش مي‌دهد (37)، به نظر مي‌رسد يکي از دلايل ناهمسو بودن نتايج حاضر را مي‌توان به سطح فعاليت و نوع کوشش در تحقيق کريستانتو و همکاران اشاره کرد. که فعاليت عضلات بر روي سطح گل‌آلود مورد ارزيابي قرار گرفت.

در تبيين نتايج تحقيق حاضر مي‌توان اينطور بيان کرد که افزايش در انقباض عضله درشت نئي قدامي به کاهش سرعت پرونيشن مفصل ساب تالار کمک مي‌کند (40). علاوه بر اين، شواهدي مبني بر ارتباط نزديک بين تغييرات در ساختار پا در ميان افراد سالم و خطر آسيب اندام تحتاني، احتمالاً به دليل تغييرات در فعاليت عضلات اندام تحتاني وجود دارد (41). پرونيت کف پا مي‌تواند باعث انحراف غيرطبيعي پا شود که باعث بارگذاري غيرطبيعي مفصل مچ پا و مفصل ساب تالار مي‌شود. تحقيقات قبلي نشان داده است که استفاده کفي‌ها مي‌توانند ارزش زيادي براي درمان پرونيشن پا داشته باشند (45-42).

اساساً کفي‌هاي طبي در راه‌رفتن روزمره براي بهبود تحرک‌پذيري يا به عنوان ابزاري جهت بازتواني الگوهاي حرکتي بيماران استفاده مي‌شوند (46،47). نتايج مطالعات پيشين سازگاري‌هايي را در مدارهاي حرکتي نشان داده‌اند (48). به همين دليل اغلب بيماراني که از کفي‌هاي طبي به مدت چندين ماه استفاده مي‌کنند سازگاري‌هاي مرکزي به تدريج اثر خود را نشان داده و سبب تغيير فعاليت عضلات در طي آن دوره زماني مي‌شوند (49). مطالعات اخير بيان مي‌دارند که کفي‌ها قادرند تغييراتي را در الگوي کينماتيکي و کينتيکي حرکت و متعاقب آن تغييراتي را در فعاليت عضلات ايجاد نمايد (50). به نظر مي‌رسد سازگاري‌هاي عصبي ناشي از استفاده طولاني مدت از کفي بيان مي‌دارد که سازگاري مدارهاي حرکتي در نتيجه استفاده طولاني مدت از کفي طبي باعث شده است تا اثرات آني استفاده از اين وسايل به الگوهاي جاري سيستم عصبي در طولاني مدت تبديل شود (51).

 اطلاعات آوران ارسال شده به سيستم عصبي مرکزي، علاوه بر کنترل بازخورد فعال شدن عضلات در کنترل فعال شدن فيد فوروارد عضلات نيز نقش دارد، زيرا سيستم عصبي مرکزي، مرکز اطلاعات آوران براي تنظيم سفتي عضلات و ارائه مدل‌هاي از پيش برنامه‌ريزي شده براي کنترل فعال‌سازي فيدفورواردي عضلات استفاده مي‌کند (52). با توجه به اينکه دستيابي به وضعيت بدني خوب مستلزم ثبات مفاصل بدن و تعادل مناسب بافت نرم اطراف مفاصل است، پايداري مفاصل پا و کمپلکس مچ پا به منظور اصلاح تغيير شکل کف پاي صاف و جلوگيري از اختلالات سيستم حسي حرکتي ناشي از اين امر ضروري است (53). بر اساس شواهد موجود که عضله درشت نئي قدامي قادر به ايجاد ترکيبي از دورسي فلکشن و اينورژن است. درگيري اين عضله در اينورژن فعال بيانگر توانايي آن در ارائه و حمايت از پويايي قوس طولي داخلي کف پا است (54). بنابراين افزايش فيد فوروارد و فعاليت بازخورد عضله درشت نئي قدامي که در ورزشکاران با کفي صاف در حين استفاده از کفي طبي مشاهده شد را مي‌توان به ضرورت کنترل گشتاور آشکار در مچ پا، حمايت ديناميکي طولي داخلي قوس پا و کنترل گشتاور پلانتارفلکسوري لحظه تماس پا با زمين را در اين افراد مشاهده کرد (55). به گفته محققان، افزايش سفتي عضلاني که محصول پاسخ حرکتي و وابران در حرکات عملکردي مانند پريدن و فرود است، باعث پايداري بالايي مفصل مي‌شود و از آسيب مفاصل جلوگيري مي‌کند (52). بهبود فعاليت فيد فوروارد و بازخورد حاصل از استفاده از کفي‌هاي طبي به تنظيم سفتي و پايداري ديناميکي مفصل کمک مي‌کند و خطر آسيب و اختلالات زنجيره حرکتي را کاهش مي‌دهد (56).

بنابراين استفاده از کفي طبي باعث بهبود فعاليت فيد فوروارد و فيدبک عضلات اندام تحتاني شده و از طريق کنترل عصبي عضلاني سفتي عضلاني لازم را براي اين عضلات و ثبات ديناميکي مفصل در صفحه فرونتال ايجاد مي‌کند. با توجه به يافته‌هاي تحقيق روم و براوان (2004)، در رابطه با تأثير استفاده از کفي‌هاي طبي بر تعادل افراد داراي کف پاي صاف، مي‌توان بيان کرد که کفي‌هاي طبي با بهبود کنترل عصبي عضلاني در مچ پا در کاهش انحرافات داخلي-خارجي مؤثر است (57). همچنين نتايج نشان داد استفاده از کفي Arch support بلافاصله و بعد از 4 هفته باعث بهبود فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني طي فرود شده است. فعاليت فيدبکي عضلات مچ پا به خصوص عضلات پلنتار فلکسور مچ پا در توليد گشتاور اکستنسوري در مچ پا به منظور کنترل حرکت بدن به سمت پايين حين فرود و جذب نيروي عکس‌العمل زمين ضروري است (55،58). عضله دوقلو داخلي علاوه بر نقش اصلي خود در پلانتار فلکشن مچ پا به دليل بازوي اينورتوري تاندون آشيل در عمل اينورژن نيز نقش ايفا مي‌کنند (54). افزايش ميزان فعاليت فيدبکي عضلات اندام تحتاني که در تحقيق حاضر در گروه پاي پرونيت و گروه سالم ايجاد شد مي‌تواند به دليل ايجاد سفتي عضلاني و ثبات ديناميک مفاصل در صفحه ساجيتال باشد (57). که توانسته بلافاصله استفاده از کفي اين ثبات را ايجاد کند و تأثير مثبتي بر فعاليت عضلات اندام تحتاني هنگام فرود بگذارد. همچنين در طولاني مدت نيز توانسته اين ثبات را حفظ و يا بهبود ببخشد.

اين مطالعه نيز همانند ساير مطالعات داراي محدوديت‌هاي بود که تعميم‌پذيري نتايج را مشکل مي‌سازد؛ از جمله اين محدوديت‌ها مي‌توان به عدم وجود جنسيت مؤنث، تفاوت‌هاي فيزيولوژيکي، عدم ثبت همزمان متغيرهاي کينتيکي و کينماتيکي و نيروهاي عکس‌العمل زمين اشاره کرد. لذا استفاده از اين نتايج در گروه‌هاي مؤنث و تعميم دادن به کل جامعه بايد با احتياط صورت گيرد. لذا پيشنهاد مي‌شود تحقيقات آينده بر روي هر دو جنس جامعه هندباليست‌ها با تعداد نمونه‌آماري بيشتر مورد بررسي قرار گيرد.

**با توجه به نتايج تحقيق به نظر مي‌رسد که استفاده آني و بلندمدت از** کفي Arch support **مي‌تواند علاوه بر بهبود فعاليت الکتريکي عضلات اندام تحتاني در هنگام پرش و فرود منجر به بهبود تعادل، جذب شوک‌هاي ناشي از فرود و ثبات مفصل مچ پا در هندباليست‌هاي داراي پرونيشن پا شود.**

تشکر و قدرداني

از همکاري و مشارکت همه افرادي که در انجام و پياده سازي اين پژوهش نقش داشتند، صميمانه قدرداني مي نماييم.

حمايت مالي:

اين مطالعه با حمايت دانشگاه محقق اردبيلي انجام شده است.

تضاد منافع:

نويسندگان هيچکدام تضاد منافع ندارند.

ملاحظات اخلاقي:

اين پژوهش با رعايت کامل اصول اخلاقي و با دريافت کد اخلاق IR.UMA.REC.1401.081 از کميته اخلاق دانشگاه محقق اردبيلي 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

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 [[5]](#footnote-5)\*, Fariborz Imani [[6]](#footnote-6), Somarin Azin Jahangirpour [[7]](#footnote-7), Ali Nosrati [[8]](#footnote-8), Morteza Shokrzadeh [[9]](#footnote-9)

***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](http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

1. 1 دانشيار بيومکانيک ورزشي، گروه بيومکانيک ورزشي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي، دانشگاه محقق اردبيلي، اردبيل، ايران (نويسنده مسئول)

2 کارشناس ارشد بيومکانيک ورزشي، گروه بيومکانيک ورزشي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي، دانشگاه محقق اردبيلي، اردبيل، ايران

3 کارشناس ارشد بيومکانيک ورزشي، گروه بيومکانيک ورزشي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي، دانشگاه محقق اردبيلي، اردبيل، ايران

4 دانشجوي دکتري فيزيولوژي ورزشي، گروه فيزيولوژي ورزشي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي، دانشگاه محقق اردبيلي، اردبيل، ايران

5 کارشناس ارشد بيومکانيک ورزشي، گروه بيومکانيک ورزشي، دانشکده علوم تربيتي و روانشناسي، دانشگاه محقق اردبيلي، اردبيل، ايران [↑](#footnote-ref-1)
2. Pronation [↑](#footnote-ref-2)
3. Talus  [↑](#footnote-ref-3)
4. Navicular [↑](#footnote-ref-4)
5. *Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)* [↑](#footnote-ref-5)
6. *M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran* [↑](#footnote-ref-6)
7. *M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran* [↑](#footnote-ref-7)
8. *PhD student of sports physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran* [↑](#footnote-ref-8)
9. *M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran* [↑](#footnote-ref-9)