

مقایسه فعالیت عضلات مچ پا در حرکت فرود تک پای مردان دارای کف پای صاف و طبیعی

چکیده

مصطفی بازوند^۱، سید کاظم موسوی^{۲*}، پوران جعفری باغنی^۳، رامین محرمی^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

۲. گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

۳. گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

دریافت: ۱۳۹۴/۱/۱۴ پذیرش: ۱۳۹۴/۳/۷

هدف: کف پای صاف از جمله تغییراتی به شمار می‌رود که ممکن است باعث تغییر در الگوی فعال شدن عضلات گردد. درک تغییر فعالیت عضلات در حرکت فرود تک‌پا افراد دارای کف پای صاف، بینش خوبی برای پیشگیری از بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی در این افراد خواهد داد، لذا هدف از تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت عضلات مچ پا در حرکت فرود تک پای مردان دارای کف پای صاف و طبیعی بود.

روش‌ها: در این تحقیق علی-مقایسه‌ای، ۶۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۳۰ نفر دارای کف پای صاف (با میانگین سن $23/54 \pm 3/57$ سال، میانگین قد $175/34 \pm 7/62$ سانتی‌متر و میانگین جرم $72/10 \pm 5/87$ کیلوگرم) و ۳۰ نفر دارای کف‌پای نرمال (با میانگین سن $22/97 \pm 2/38$ سال، میانگین قد $176/6 \pm 17/6$ سانتی‌متر و میانگین وزن $73/58 \pm 8/36$ کیلوگرم) شرکت کردند. ناهنجاری کف پا با استفاده از تست افت ناوی اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌ها حرکت فرود تک‌پا را از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری روی صفحه نیرو انجام دادند و فعالیت عضلات با دستگاه الکترومیوگرافی ثبت گردید. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم افزار Matlab و SPSS و برای مقایسه متغیرهای وابسته مورد نظر از آزمون آماری تی مستقل در سطح معناداری $P \leq 0/05$ استفاده شد.

یافته‌ها: فعالیت عضلات نازک‌نی بلند و درشت‌نی قدامی در دو گروه تفاوت معناداری داشتند ($P < 0/05$) و در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی و نعلی بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0/05$). **نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد وضعیت غیرطبیعی پا می‌تواند بر تغییر فعالیت عضلات اندام تحتانی زمان ایستادن مؤثر باشد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد. بنابراین پیشنهاد می‌گردد جهت کاهش خطرات بر طراحی تمرینات اصلاحی و برنامه درمانی مناسب تمرکز شود.

کلید واژگان: عضلات مچ پا، فرود تک‌پا، کف پای صاف

* نویسنده مسئول: گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.
تلفن: ۰۹۱۲۸۴۱۵۱۸۲

Email:

kazem_mosavi6486@yahoo.com

مقدمه

می‌سازد (۳). بنابراین فهم عواملی که در توانایی بدن در جذب این نیروها مؤثرند، احتمالاً می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی و بهبود عملکرد بیومکانیکی مؤثر واقع شود (۴). فرود تک‌پا، حرکت ورزشی رایج در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمیتون است که از ارتفاع‌های عمودی مختلفی صورت می‌گیرد (۲). در فرود تک‌پا نسبت به فرود دو پا، اوج (Vertical Ground Reaction Force) VGRF بیشتر است

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید که این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی عضلانی تعدیل یابد (۱،۲). افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل تسهیل

عضلات افراد دچار صافی کف پا پرداخته‌اند، اما محققین مطالعه‌ای که به بررسی فعالیت عضلات در حرکت فرود تک پای این افراد پرداخته باشد، پیدا نکردند.

با توجه به بالا بودن ریسک آسیب‌های ورزشی در جوانان مبتلا به اختلالات راستای اندام تحتانی و به تبع آن اختلال در الگوی فعالیت عضلانی و آسیب‌زا بودن حرکت فرود تک پا (۱۸) و تحقیقات محدودی که در خصوص تأثیر دفورمیتی صافی کف پا بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در حرکت فرود تک پا در دست است، هدف از انجام این تحقیق، مقایسه فعالیت برخی از عضلات ساق پا در حرکت فرود تک پای مردان جوان دارای دفورمیتی کف پای صاف و نرمال بود.

روش شناسی

تحقیق حاضر علی-مقایسه‌ای و طرح تحقیق توصیفی-مقایسه‌ای می‌باشد. کلیه دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی تهران که در خوابگاه‌های کرج سکونت داشتند و در سال تحصیلی ۹۱-۹۲ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند، جامعه آماری تحقیق را تشکیل دادند. از بین جامعه آماری مورد نظر، تعدادی به محیط آزمایشگاه دعوت شدند و میزان افت ناوی آنان زیر نظر متخصص مجرب اندازه‌گیری شد و ۶۰ نفر (کف پای طبیعی و صاف هر کدام ۳۰ نفر) با توجه به تحقیقات قبلی (۱۹) از طریق نمونه‌گیری هدفمند در دو گروه تقسیم شدند. معیارهای ورود افراد به مطالعه، محدوده سنی ۲۰-۲۸ سال، تمایل به شرکت در تحقیق، داشتن فقط عارضه کف پای صاف و نداشتن سایر آسیب‌های همراه (مانند زانو ضربدری، پرنتری و غیره)، ورزشکار حرفه‌ای نبودن، عدم اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر، سلامتی از لحاظ شناختی، بینایی و شنوایی، عدم سابقه مشکلات نورولوژیک، ارتوپدیک، اختلال‌های سیستم دهلیزی، بدون نقص یا ضربه در اندام تحتانی، عدم استفاده از داروهای اعصاب و عدم استفاده از وسایل کمکی نظیر عصا و واکر بودند. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها و کسب رضایت از آنها برای شرکت در تحقیق، از افراد مورد نظر خواسته شد تا در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی حضور یابند. برای تعیین دقیق و معتبر نوع پا از تست افت ناوی بر اساس شیوه تعدیل شده برادی (Brody) زیر نظر متخصص مجرب استفاده شد (۲۰). میزان

(۵-۸). یکی از عوامل مؤثر در بروز آسیب، میزان بارهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد (۱). میزان بار معیاری در جهت میزان فشار وارد بر بافت‌ها می‌باشد (۴). عوامل مؤثر بر میزان بار شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت و سطح فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود می‌باشند (۴). در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند (۹).

تحقیقات گذشته نمایانگر نقش حیاتی عضلات در تأمین ثبات مفاصل می‌باشند که این امر برای مفاصل اندام تحتانی از اهمیت دو چندان برخوردار است (۸). شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در مفصل میچ پا، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۹-۱۲)، در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد طبیعی تغییر می‌کند.

با توجه به این که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری اندام تحتانی، خصوصاً با احتمال آسیب‌دیدگی در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد (۱۳). کف پای صاف (Pes Planus) از جمله تغییراتی به شمار می‌رود که ممکن است منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۱۴)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۱۵)، بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی (۱۵، ۱۶) و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل میچ پا و پا (۹) شود که به طور ثانویه احتمالاً باعث تغییر در الگوی فعال شدن عضلات گردد (۹-۱۷، ۱۵، ۹).

در همین راستا، Murley و همکاران در تحقیقی بر روی فعالیت عضلات ناحیه ساق پا افراد دارای صافی کف پا نشان دادند که عضلات اینورتور از قبیل درشت‌نی قدامی فعالیت بیش‌تر و عضلات اورتور نظیر نازک‌نی بلند فعالیت کم‌تری را نسبت به افراد با ساختار پای طبیعی دارند (۱۰). Mosavi و همکاران در تحقیقی به بررسی فعالیت عضلات ساق پا در دو گروه کف پای صاف و نرمال به این نتیجه رسیدند که سطح فعالیت عضلات دوقلو و نعلی در کل مرحله سکون بین سکون بین دو گروه کف پا تفاوت معناداری نشان ندارد ولی سطح فعالیت عضله نازک‌نی بلند در مرحله حمایت دو پا اولیه و ثانویه و سطح فعالیت عضله ساقی قدامی در کل مرحله سکون تفاوت معناداری نشان داد (۱۱). مطالعات زیادی به بررسی فعالیت

شد. پهنای باند دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله مورد نظر ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز بوده و شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد. واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد، قابلیت ارسال امواج بوسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده را دارد. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف از جنس آلیاژ نقره با کلرید نقره با قطر یک سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند که به پری آمپلی‌فایرهای با بهره ۴۰۰۰، پهنای باند ۳۲ کیلوهرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۰۸ دسی‌بل و مقاومت ورودی ۱۰ اهم وصل بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. داده‌های الکترومیوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و با استفاده از فیلتر پایین‌گذر ۶ هرتز و نرم افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند.

در ابتدا پوست محل الکتروگذاری از موهای زائد پاک شده و سپس توسط الکل و سنباده جهت کاهش مقاومت، تمیز گردید. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت گردید تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و برای جلوگیری از احتمال حرکت آنها و ایجاد اغتشاش، با باندکشی ثابت شدند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکترودها ثبت‌کننده EMG مطابق توصیه‌های SENIAM قرار گرفت. الکترودها روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی قرار گرفتند (۲۲، ۲۳). بدین ترتیب الکترودها برای عضلات دوقلوی داخلی و خارجی به ترتیب در فاصله ۱۵ تا ۲۰ سانتی‌متر پایین‌تر از حفره رکیبی در سمت داخل و خارج عضله قرار گرفتند. برای عضله نعلی ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از محلی که دو سر عضلات دوقلو به تاندون آشیل وصل می‌شوند و برای عضله درشت‌نی قدامی ۸ سانتی‌متر پایین‌تر از برجستگی استخوان درشت نی و یک سانتی‌متر بیرون از لبه استخوان درشت‌نی قرار داده شدند. هم‌چنین برای عضله نازک‌نی بلند، روی یک‌چهارم خط بین سر فیویلا تا قوزک خارجی پا قرار گرفت (۲۲).

با استفاده از نرم افزار Matlab نسخه R۲۰۰۹a سطح فعالیت عضلات (RMS) دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نازک‌نی بلند، نعلی و درشت‌نی قدامی محاسبه شد. علت انتخاب این عضلات براساس نظر Murley و همکاران این بود که این عضلات یا تاندون‌هایشان از لحاظ کلینیکی در افراد دارای کف پای صاف مستعد آسیب هستند و دچار تغییرات مخرب می‌شوند و هم‌چنین

افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار برای هر پا به منظور مشخص کردن دو طرفه بودن اختلال اندازه‌گیری شد و میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در دو گروه کف پای طبیعی، کف پای صاف استفاده گردید. اگر میزان افت ناوی بین ۵-۹ میلی‌متر بود، جزء گروه طبیعی، افت بیش از ۱۰ میلی‌متر، جزء گروه پای صاف قرار می‌گرفت (۲۰). پای غالب پایی در نظر گرفته شد که اغلب با آن شوت میزد و اول با آن پا از پله پایین می‌آمد (۲۰).

قبل از انجام تست، آزمودنی به مدت ۱ تا ۳ دقیقه به انجام حرکات کششی پرداخت و ۳ تا ۵ بار به منظور آشنایی با تست و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک پا را انجام داد. روش اجرای تست به این صورت بود که آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار گرفت، سپس در حالی که پاها برهنه بود با پای برتر از سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت، به مرکز صفحه نیرو فرود آمد. زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (FZ) از ۱۰ نیوتن فراتر رود (۲۱). در هنگام آزمون، دست‌ها به روی کمر قرار گرفته و زاویه فلکشن زانوی پای غیر برتر ۹۰ درجه بود. هر آزمودنی پنج بار تست مربوطه را انجام داد و میانگین پنج تکرار برای آنالیزهای بعدی به کار گرفته شد.

پس از انجام آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی و استراحت ۳۰ دقیقه‌ای، از آزمودنی تست حرکت فرود تک پا به عمل آمد. در هنگام اجرای آزمون حرکت فرود تک پا، داده‌های مربوط به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین با دستگاه صفحه نیرو و داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی به صورت همزمان ثبت شدند. آزمودنی‌ها فقط عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را با ننگ داشتن دست‌شان روی لگن، حفظ کردند. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود آمدن بدون جهش بود (۴). بعد از ۵ دقیقه استراحت، ارتفاع‌های دیگر نیز مورد آزمایش قرار گرفتند. ضمناً از آزمودنی‌ها خواسته شد که فرود طبیعی خود را انجام دهند و هیچ‌گونه دستورالعملی در مورد نحوه فرود داده نشد.

در تحقیق حاضر از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله مدل MIE ساخت انگلیس برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده

شد. برای مقایسه فعالیت عضلات دو گروه از روش آماری تی مستقل استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل‌های آماری با نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معناداری $P < 0/05$ انجام شد.

نتایج

به منظور توصیف دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، قد، شاخص توده بدنی و میانگین افت ناوی، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ آمده است.

با توجه به نتایج جدول ۱، تفاوت معناداری در پارامترهای سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی بین دو گروه کف‌پای صاف و نرمال مشاهده نگردید ($P > 0/05$)، اما میانگین افت ناوی بین دو گروه تفاوت معناداری داشت ($P < 0/05$) و گروه دارای کف‌پای صاف مقادیر بیشتری داشتند.

نتایج مربوط به شدت فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نعلی، نازکنی بلند و درشت‌نی قدامی در دو گروه کف‌پای صاف و نرمال در جدول ۲ نشان داده شده است. فعالیت عضلات

این عضلات در الکترومایوگرافی سطحی بیشترین قابلیت دسترسی را دارند (۲۴). برای نرمال کردن سیگنال‌های EMG از حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی (MVICs) استفاده شد (۲۲، ۱۰). مقاومت ایجاد شده شامل دورسی فلکشن برای درشت‌نی قدامی، پرونیشن برای نازکنی بلند، پلانٹارفلکشن با زانوی خم‌شده برای نعلی و پلانٹارفلکشن با زانوی کاملاً باز شده برای عضلات دوقلو است. برای انجام MVICs عضلات ساقی قدامی، نازکنی بلند و نعلی آزمودنی روی صندلی می‌نشست، ولی برای عضلات دوقلو آزمودنی روی زمین با زانوی کاملاً باز شده که به دیوار تکیه می‌داد، به طوری که طی حداکثر انقباض روی زمین به عقب نمی‌لغزید (۲۲). مقدار RMS داده‌ها بر RMS حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد (۱۰).

از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن توزیع نمرات از آزمون آماری شاپیرو-ویلک (Shapiro-Wilk test) استفاده شد. با انجام آزمون مورد نظر روی نمرات متغیرهای وابسته، در همه نمرات میزان سطح معنی‌داری از ۰/۰۵ بیشتر بود. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل استنباطی داده‌ها استفاده

جدول ۱.

میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه کف‌پای صاف و نرمال

پارامتر	گروه کف‌پای صاف	گروه کف‌پای نرمال	P
سن (سال)	۲۳/۵۴±۳/۵۷	۲۲/۹۷±۲/۳۸	۰/۱۹۳
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۸۷±۱۰/۷۲	۷۳/۵۸±۸/۳۶	۰/۸۱۶
قد (سانتی‌متر)	۱۷۵/۳۴±۷/۶۲	۱۷۶/۶±۵/۴۹	۰/۸۳۲
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	۲۲/۳۷±۰/۸۰	۲۲/۵۴±۰/۸۴	۰/۶۱۴
میانگین افت ناوی (میلی‌متر)	۱۲/۸۶±۱/۵۴	۶/۸۹±۱/۱۶	*۰/۰۰۰

جدول ۲.

میانگین و انحراف معیار RMS همسان سازی شده عضلات دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نعلی، نازکنی بلند و درشت‌نی قدامی در دو گروه دارای کف پای صاف و کف پای نرمال

پارامتر	گروه کف‌پای صاف	گروه کف‌پای نرمال	P
فعالیت عضله دوقلوی داخلی (RMS)	۵۹/۴۳±۷/۹۳	۵۷/۲۱±۸/۷۸	۰/۳۶
فعالیت عضله دوقلوی خارجی (RMS)	۵۳/۷۶±۶/۳۸	۵۵/۶۹±۶/۱۷	۰/۶۳
فعالیت عضله نعلی (RMS)	۵۴/۳۹±۱۰/۸۶	۵۱/۱۸±۱۱/۰۲	۰/۵۵
فعالیت عضله نازکنی بلند (RMS)	۴۵/۷۵±۸/۱۲	۵۲/۳۲±۹/۱۹	*۰/۰۱
فعالیت عضله درشت‌نی قدامی (RMS)	۴۸/۹۱±۷/۶۹	۴۱/۱۸±۶/۹۸	*۰/۰۰

* $P < 0/05$ اختلاف از نظر آماری معنادار است.

طولی میانی پا) دانست. با توجه به این شواهد به نظر نمی‌رسد که عضلات دوقلو و نعلی در پرونیشن و سوپینیشن میچ نقش معناداری داشته باشند، بنابراین این انحراف در پاسچر پا منجر به تغییری در فعالیت عضلات دوقلو و نعلی نمی‌گردد. البته نتیجه‌گیری قطعی در این مورد، نیازمند تحقیقات دقیق‌تر و بیشتر است. نتایج تحقیق حاضر، زمینه‌ای مناسب را برای افزایش اطلاعات و مدارک علمی بیش‌تر در این حوزه فراهم می‌آورد.

فعالیت عضله نازک‌نئی بلند در بین افراد با ناهنجاری کف پای صاف در حرکت فرود تک‌پا کم‌تر از گروه طبیعی بود. فعالیت کم‌تر عضله نازک‌نئی بلند، در گروه کف پای صاف که همراه با پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی است، احتمالاً به صورت فعالیت جیرانی در جهت جلوگیری از بار زیادی بر قوس داخلی کف پا است. همچنین این یافته‌ها ممکن است باعث این نتیجه‌گیری شود که افرادی که کف پای صاف دارند، پایداری کم‌تری در جانب خارجی میچ پا به خاطر فعالیت کم‌تر عضله نازک‌نئی بلند دارند، در نتیجه این افراد را مستعد آسیب‌دیدگی در ناحیه خارجی میچ پا می‌کند (۱۰). در این راستا، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Hunt و همکاران (۹)، Murley و همکاران (۲۴) و Esmaili و همکاران (۲۶) هم‌خوانی دارد ولی با نتایج Beinabaji و همکاران (۲۸) و Backmann (۲۹) هم‌خوان نیست که علت این ناهم‌خوانی را می‌توان به این نسبت داد که Backmann فعالیت عضلات ساق را حین دویدن بررسی کرده است و آزمودنی‌ها در تحقیق Beinabaji و همکارانش از روش شاخص قوس طولی میانی پا برای تعیین نوع پا استفاده کرده بودند که ممکن است دلیلی بر ناهم‌خوانی با نتایج تحقیق حاضر باشد.

فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در بین افراد با ناهنجاری کف پای صاف در حرکت فرود تک‌پا بیش‌تر از گروه طبیعی بود. در ناهنجاری کف پای صاف مفصل تحت قاپی در وضعیت پرونیشن قرار دارد، ممکن است سبب تلاش بیش‌تر عضله ساقی قدامی در واکنش به افزایش پرونیشن مفصل تحت قاپی و تلاش برای کاهش گشتاور پرونیشن در این مفصل صورت می‌گیرد. این یافته‌ها با یافته‌های Gray و همکاران (۱۲)، Hunt و همکاران (۹)، Murley و همکاران (۲۴)، Wang و همکاران (۲۷) و Esmaili و همکاران (۲۶) و Barati و Mosavi (۳۰) هم‌خوان بود.

با توجه به نتایج بدست آمده در این تحقیق، پیشنهاد می‌شود برای

نازک‌نی بلند و درشت‌نی قدامی در دو گروه تفاوت معناداری داشتند و افراد دارای کف پای صاف فعالیت کم‌تری در عضله نازک‌نی بلند و فعالیت بیش‌تری در عضله درشت‌نی قدامی نسبت به گروه دارای کف پای نرمال نشان دادند ($P < 0/05$). در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی و نعلی بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0/05$). با این وجود افراد دارای کف پای صاف فعالیت بیش‌تری در عضلات نعلی و دوقلوی داخلی و فعالیت کم‌تری در عضله دوقلوی خارجی نسبت به گروه دارای کف پای نرمال از خود نشان دادند.

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی و نعلی در دو گروه کف پای صاف و نرمال در حرکت فرود تک پا تفاوت معناداری ندارند.

شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی (Musculoskeletal Deformity) در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۲-۹، ۲۵). در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد طبیعی تغییر می‌کند که این امر با نتایج حاصله در این تحقیق نیز مطابقت داشت به طوری که در افراد دارای صافی کف پا عضلات سمت داخل فعالیت بیش‌تر و عضلات سمت خارج فعالیت کم‌تری نسبت به افراد دارای کف پای طبیعی داشتند. در بررسی فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، خارجی و نعلی در دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد. به نظر می‌رسد نقش پلانترفلکسورها در طول ایستادن، ثبات زانو و میچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نئی و حفظ انرژی با به حداقل رساندن نوسان مرکز جرم تعریف می‌شود. این نتایج باعث رشد این دیدگاه می‌شود که فعالیت عضلات دوقلو و نعلی که به تاندون آشیل منتهی می‌گردند تحت تأثیر نوع پاسچر پا قرار نگیرند. در این راستا، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Murley و همکاران (۲۴) و Esmaili و همکاران (۲۶) هم‌خوان و با نتایج تحقیقات Wang و همکاران (۲۷) و Beinabaji و همکاران (۲۸) ناهم‌خوان بود که دلیل ناهم‌خوانی نتایج تحقیقات آنها با نتایج تحقیق حاضر را می‌توان ناشی از تفاوت در جنسیت (آزمودنی‌های زن)، سن (نوجوانان)، تعداد آزمودنی‌ها (استفاده از ۸ آزمودنی سالم) و همچنین تفاوت روش‌های اندازه‌گیری در تحقیقات (استفاده از روش شاخص قوس

طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تأثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد. نتایج این تحقیق بر لزوم بررسی دقیق و جامع وضعیت غیر طبیعی پا بر عملکرد اندام تحتانی هنگام حرکت فرود برای طراحی برنامه درمانی مناسب تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق اعلام می‌دارند.

درک بهتر تفاوت‌های فعالیت عضلات بین دو گروه، تحقیقی مشابه در جامعه‌ای بزرگتر خصوصاً افراد مسن‌تر و عضلات نواحی بالاتر انجام گیرد.

عواملی مانند کنترل وضعیت روحی، تغذیه، تفاوت‌های فردی و سطح انگیزش آزمودنی‌ها خارج از محدوده کنترل محققان بودند و از جمله محدودیت‌های تحقیق حاضر عدم استفاده از ثبت سوزنی جهت اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نی خلفی (اینورتور اصلی پا) و عدم توجه به عضلات نواحی بالاتر بودند.

نتیجه‌گیری نهایی

به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، فعالیت عضلات را در

References

1. McNair P, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: Effect of instruction. *Brit J Sport Med* 2000;34:293-6.
2. Dufek J, Bates B. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* 1991;12(5):326-37.
3. Hong-WenWul, Kai- Han Liangl, Yi-Hsin Linl, Yi- Hsu-anChenl, Homg-Chuang Hsu. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. Department of sports medicine, China Medical Univesity.
4. Melissa D. Hargrave, Christopher R. Carcia, Bruce M. Gansneder, Sandra J. Shultz. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *J Athl Training* 2003;38(1):18-23.
5. Ali N, RobertsonE, Rouhi GR. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *Knee* 2012;1-9.
6. Yeow C.H, Lee P.V.S, Goh J.C.H. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee* 2010;17:127-31.
7. Yeow C.H, Lee P.V.S, Goh J.C.H. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *J Biomech* 2009;42:1967-73.
8. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences. *Clin J Sport Med* 2007;17:263-8.
9. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *J Clin Biomech* 2004;19:391-7.
10. 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):172-187.
11. Mosavi S.K, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. The comparison of leg muscles electromyography during gait in pesca-vus and planus men aged 20-28 years. *Kurd Uni Med Sci*. 2015 20(1):71-79.
12. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking. *J Anat Rec* 1968;161:1-15.
13. Williams DS, Mcclay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech* 2001;17:153-163.
14. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol* 2005;60(12):1546-52.
15. Williams DS III, Mcclay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech* 2001;16:341-7.
16. Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sport Phys* 1991;14:70-4.
17. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effect of pronated and supinated foot postural stability. *J Athl Training*

- 2005;40(1):41-6.
18. Emery C, Tyreman H. Sport participation, sport injury, risk factors and sport safety practices in Calgary and area junior high schools. *Paediatr Child Health* 2009;14:439-444.
19. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture* 2002;15(1):1-9.
20. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *J Med Sci Sport Exer* 2000;32:1635-41.
21. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *J Electromyogr Kines* 2011;21(4):602-9.
22. Peter K. The ABC of EMG. Noraxon INC. USA, Version 1.0. 2005.
23. Pallvi K, Appor G, Zutchi K. Balance deficits and recovery time line after different fatigue Protocols. *Indian J physiother occup ther* 2009;2(3).
24. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009;2:35.
25. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res* 2003;21(6):1131-7.
26. Esmacili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. *J Res Rehabil Sci* 2013;9(2):295-307.
27. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. *Gait Posture* 2011;34:29-34.
28. Beinabaji H, Anbarian M, Sokhangouei Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. *J Res Rehabil Sci* 2012;8(8):1328-41.
29. Backmann CK. The effect of treadmill compliance and foot type on electromyography of lower extremity muscles during running. Western Washington University. 1997.
30. Barati A.H, Mosavi S.K. The Effect of Various Standing Positions in Muscles Activity between Healthy Young Men and those with Genu Varum. *J Sport Biomech* 2014;1(1):53-61.

The Comparing the Leg Muscles Electromyography during Single Leg Drop Landing in Pesplanus and Normal Men

Mostafa Bazvand^{1*},
Seyyed Kazem Mosavi²,
Pouran Jafari Baghni³,
Ramin Moharrami²

1. Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.

2. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.

3. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Tehran University, Tehran, Iran.

* Corresponding author:
Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.
Tel: 09128415182
Email: kazem_mosavi6486@yahoo.com

Abstract

Received: April. 3, 2015 Accepted: May 28, 2015

Objective: pesplanus is one of the changes that brings about changes in muscle activation patterns. Being aware of muscles activity changes in various standing positions among pesplanus patients provides insights into preventing lower extremity injuries in this population. The aim of this study was to compare leg muscles electromyography during various standing positions in pesplanus and normal subjects.

Methods: 60 healthy male university students, 30 subjects with pesplanus deformity (with average age 23/54±3/57 year, average height 175/34±7/62 cm, average weight 74/87±10/72 kg) and 30 normal subjects (with average age 22/97±2/38 year, average height 176/6±5/59 cm, average weight 73/58±8/36 kg) participated in this comparative study. Deformity of pesplanus was assessed with navicular drop test. Each subject performed single-leg landing dropping from 30cm height onto a force platform where muscles activity was recorded with EMG device. For data analysis, Matlab and Spss softwares were used and independent sample t-test was used to compare the dependent variables at a significance level of $P \leq 0/05$.

Results: Significant differences were observed between the two groups for the activities of the longus peroneus and anterior tibialis muscles ($p \leq 0/05$); while no significant differences were observed in other muscles.

Conclusion: The changes in the normal structure of the foot might affect muscle activities during standing, which can cause changes in the injury patterns. Therefore, it is proposed that focusing on corrective exercises and therapy plan can reduce these risks.

Keywords: Leg muscles activity, Single leg drop landing, Pesplanus

آقای سیدکاظم موسوی، کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، دارای ۹ مقاله علمی- پژوهشی، یک مقاله علمی ترویجی، ۴ مقاله ارائه شده در همایش‌های معتبر به صورت سخنرانی و ۱ مقاله ارائه شده در همایش‌ها به صورت پوستر و ۱ کتاب در دست چاپ می‌باشد. ایشان با دستگاه‌های EMG و Force plate آشناست و علاقه‌مند به تحقیق در تحلیل راه رفتن و فرود افراد دارای ناهنجاری‌های اسکلتی و مقایسه با افراد سالم می‌باشد.



آقای مصطفی بازوند، کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. ایشان دارای ۲ مقاله چاپ شده در مجلات علمی- پژوهشی، ۲ مقاله ارائه شده به صورت سخنرانی و ۱ مقاله ارائه شده به صورت پوستر در همایش‌های ملی می‌باشد. ایشان علاقه‌مند به تحقیق و مطالعه در حیطه‌های راه رفتن و ثبت فعالیت عضلات و کنترل پاسیجر و تعادل افراد در حین راه رفتن است.



آقای رامین محرمی، کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران است. ایشان دارای ۱ مقاله چاپ شده در مجلات علمی-پژوهشی، ۲ مقاله ارائه شده به صورت سخنرانی و ۲ مقاله ارائه شده به صورت پوستر در همایش‌های ملی است. دارای آشنایی با دستگاه ایزوکتینیک و علاقه‌مند به انجام تحقیق در زمینه تأثیر تمرینات مقاومتی با تراباند بر سیستم حسی عمقی، قدرت و کاهش درد افراد دارای سندرم گیرافتادگی مفصل شانه است.



خانم پوران جعفری باغنی، دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران و علاقه‌مند به انجام تحقیق در حیطه تأثیر تمرینات اصلاحی در افراد دارای ناهنجاری‌های اسکلتی است.

