

مقاله اصلی

مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در موقعیت‌های مختلف ایستادن مردان دارای کف پای صاف و طبیعی

تاریخ دریافت: ۹۴/۴/۲۸ - تاریخ پذیرش: ۹۴/۶/۳۱

خلاصه

مقدمه

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 موقعیت‌های مختلف ایستادن 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 الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در موقعیت‌های مختلف ایستادن مردان دارای کف پای صاف و طبیعی است.

روش کار

این مطالعه توصیفی در دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۹۱-۹۲ انجام شده است. ۴۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۲۰ نفر دارای کف پای صاف و ۲۰ نفر دارای کف پای طبیعی در این تحقیق نیمه تجربی شرکت کردند. ناهنجاری کف پا با استفاده از تست افت ناوی اندازه‌گیری شد. هر آزمودنی در پنج موقعیت ایستادن قرار گرفت و فعالیت عضلات با دستگاه الکترومایوگرافی ثبت گردید. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم افزار Matlab و SPSS و برای مقایسه متغیرهای وابسته مورد نظر از آزمون تحلیل واریانس مختلط (آنوا) در سطح معناداری ۰/۰۵ $P \leq$ استفاده شد.

نتایج

تفاوت معناداری در فعالیت عضلات نازک‌نی‌بلند و درشت‌نی‌قدامی بین دو گروه در موقعیت‌های تک‌پا چشم بسته و تک‌پا سربالا مشاهده گردید ($P \leq 0/05$) و در فعالیت بقیه عضلات تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد وضعیت غیرطبیعی پا می‌تواند بر تغییر فعالیت عضلات اندام تحتانی زمان ایستادن موثر باشد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد که پیشنهاد می‌گردد جهت کاهش خطرات بر طراحی تمرینات اصلاحی و برنامه درمانی مناسب تمرکز شود.

کلمات کلیدی: فعالیت عضلات، کف پای صاف، موقعیت‌های مختلف ایستادن، مردان سالم

پی‌نوشت: این مقاله فاقد منبع مالی بوده است.

^۱ مریم السادات هاشمی تکلیمی

^۲ شبنم رضوان نوبهار

^۳ گلناز فائزی

^۴ سید کاظم موسوی*

^{۱،۲،۳} کارشناس ارشد تربیت بدنی، گروه عمومی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
^۴ کارشناس ارشد تربیت بدنی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران

* تهران - دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
تلفن: ۹۱۲۸۴۱۵۱۸۲-۹۸+

email:
kazem_mosavi6486@yahoo.com

مقدمه

پای انسان ساختار مکانیکی پیچیده و چند مفصلی است که در عملکرد اندام تحتانی نقش مهمی ایفا می‌کند (۱). در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن که با تحمل وزن همراه هستند، پا یکی از اندام‌های مهم بدن است، زیرا سه عملکرد جذب نیروهای برخوردی پا با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلو برنده را بر عهده دارد، برای این منظور، پا باید نیروهای خمشی، پیچشی، برشی و قیچی- وار را به‌طور مناسبی توزیع کند. عدم توزیع مناسب این نیروها سبب ایجاد صدماتی به اندام تحتانی می‌شود (۲).

ورودی‌های حسی کنترل پاسچر و سیستم‌های حرکتی از نیازهای اساسی حفظ پاسچر می‌باشند (۳). از این رو کاهش بازخورد آوران و یا نقص در قدرت مکانیکی هر مفصل می‌تواند تعادل را مختل کند (۳). محدود کردن آوران‌های یک حس می‌تواند در برآورد اهمیت آن اطلاعات برای کنترل قامت و اینکه دستگاه عصبی مرکزی چگونه خود را با این شرایط تنظیم می‌کند، سودمند باشد (۴). بنابراین می‌توان حین کنترل قامت با موقعیت‌های مختلف ایستادن هر کدام از این حواس را دستکاری کرد.

در ایستادن معمولی با چشمان باز شخص با کمک هر سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری تعادل خود را حفظ می‌کند. ولی هنگام ایستادن با چشمان بسته، شخص جهت حفظ تعادل به ورودی‌های سیستم دهلیزی و حسی پیکری متکی می‌شود (۵).

همچنین تغییر وضعیت سر باعث فعال شدن سیستم دهلیزی شده و توزیع تون پاسچر را در گردن و اندام‌ها تغییر می‌دهد که تحت تاثیر رفلکس‌های دهلیزی-نخاعی و رفلکس دهلیزی-چشمی است (۵). بنابراین با گرفتن سر رو به بالا می‌توان از میان سیستم‌های آوران جهت حفظ تعادل سیستم دهلیزی را دستکاری کرد. وضعیت‌های ایستا نسبت به وضعیت‌های پویا اهمیت بیشتری دارند، زیرا که این وضعیت را می‌توان مبدا حرکت بسیاری از

الگوهای وضعیتی در نظر گرفت (۶). حالت ایستادن به صورت دو یا تک پا از عوامل موثر در تعادل ایستا می‌باشند (۷). تحقیقات گذشته نمایانگر نقش حیاتی عضلات در تأمین ثبات مفاصل می‌باشند که این امر برای مفاصل اندام تحتانی از اهمیت دو چندان برخوردار است. در نتیجه حضور هرچه موثرتر عضلات در تأمین ثبات دینامیکی مفاصل اندام تحتانی طی فعالیت‌های عملکردی روزمره امری ضروری است (۸). 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 (۹-۱۲). در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد طبیعی تغییر کند. در این حالت مفاصل و عضلات دیگر جهت جبران این اختلال، فعالیت‌های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی و روزمره انجام می‌دهند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر و تعادل تأثیر بگذارد (۸، ۱۲).

باتوجه به اینکه پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری اندام تحتانی خصوصاً با احتمال آسیب دیدگی 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، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا، بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا (۹) شود که بطور ثانویه احتمالاً باعث تغییر در الگوی فعال شدن عضلات گردد (۹، ۱۴-۱۷). در همین راستا، بررسی‌های انجام شده بر روی فعالیت عضلات ناحیه ساق پا افراد دارای صافی کف پا نشان داده است 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). مطالعات زیادی به بررسی فعالیت عضلات افراد دچار صافی کف پا پرداخته‌اند، اما محققین مطالعه‌ای که به بررسی فعالیت عضلات در موقعیت‌های مختلف ایستادن 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 لزوم توجه به عوامل جلوگیری‌کننده از آسیب‌های ورزشی و تحقیقات محدودی که در خصوص تاثیر دفورمیتی صافی کف پا بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در حالات مختلف ایستادن در دست است، هدف از انجام این تحقیق، مقایسه فعالیت برخی از عضلات ساق پا در پنج موقعیت مختلف ایستادن در مردان جوان دارای دفورمیتی کف پای صاف و طبیعی بود (۱۸).

روش کار

تحقیق حاضر نیمه تجربی و طرح تحقیق توصیفی - مقایسه‌ای بود. 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 ۴۰ نفر (کف پای طبیعی و صاف هر کدام ۲۰ نفر) با توجه به تحقیقات قبلی (۱) از طریق نمونه‌گیری تصادفی 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 ضربداری، پرنتری و غیره)، ورزشکار حرفه‌ای نبودن، عدم اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر، سلامتی از لحاظ شناختی، بینایی و شنوایی، عدم سابقه‌ی مشکلات نورولوژیک،

ارتوپدی، اختلال‌های سیستم دهلیزی، بدون نقص یا ضربه در اندام تحتانی، عدم استفاده از داروهای اعصاب و عدم استفاده از وسایل کمکی نظیر عصا، 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 (۱۹). میزان 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 (۱۹). پای غالب پایی در نظر گرفته شد که اغلب با آن شوت می‌زد و اول با آن پا از پله پایین می‌آمد (۱۹).

در این تحقیق، ۲ متغیر مستقل یعنی گروه با ۲ سطح معناداری (طبیعی و کف پای صاف) و موقعیت‌های ایستادن با ۵ سطح معناداری (موقعیت‌های ایستادن دوبا با چشمان باز، ایستادن با چشمان بسته، ایستادن با پای برتر (تک‌پا) با چشمان باز، ایستادن با پای برتر (تک‌پا) با چشمان بسته، ایستادن تک‌پا با چشمان باز و سر رو به بالا) وجود داشت. در آزمون‌های با چشم باز، آزمودنی یک نقطه خاص را که روی دیوار روبروی آزمودنی مشخص شده بود، نگاه می‌کرد. هر تست به مدت ۳۰ ثانیه طول کشید و زمان استراحت بین هر تست ۶۰ ثانیه اتخاذ گردید. در هنگام آزمون، دست‌ها به روی کمر قرار گرفته و در تست‌های تک‌پا، زاویه فلکشن زانوی پای غیربرتر ۹۰ درجه بود. ترتیب اجرای تست‌ها به صورت تصادفی انتخاب گردید تا اثر یادگیری از بین برود. هر کدام از موقعیت‌ها پنج بار تکرار شد و میانگین پنج تکرار برای آنالیزهای بعدی به کار گرفته شد.



شکل ۱- ثبت فعالیت عضلات در موقعیت ایستادن تک پا (پای

برتر)

علت انتخاب این عضلات براساس نظر مورلی¹ 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 این عضلات در الکترومایوگرافی سطحی بیشترین قابلیت دسترسی را دارند (۲۲). برای نرمال کردن سیگنال‌های EMG از حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی (MVICs) استفاده شد (۲۰، ۱۰). مقدار RMS داده‌ها را 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 طبیعی 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 شد. با توجه به اینکه در این تحقیق ۲ متغیر مستقل گروه (با ۲ سطح معناداری کف پای طبیعی و کف پای صاف) و موقعیت‌های ایستادن (با ۵ سطح

در تحقیق حاضر از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله مدل MIE ساخت انگلیس برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. پهنای باند دستگاه الکترومایوگرافی 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 بی سیم 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 دسی بل و مقاومت ورودی 10^8 اهم وصل بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. داده‌های الکترومایوگرافی 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 الکترودها را 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 به مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکترودها ثبت‌کننده EMG مطابق توصیه (پروتکل)های SENIAM قرار گرفت. الکترودها روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی قرار گرفتند (شکل ۱) (۲۰، ۲۱).

با استفاده از نرم افزار Matlab نسخه R2009a سطح فعالیت عضلات (RMS) دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نازک‌نشی بلند، نعلی و درشت‌نشی قدامی محاسبه شد.

¹ Murley

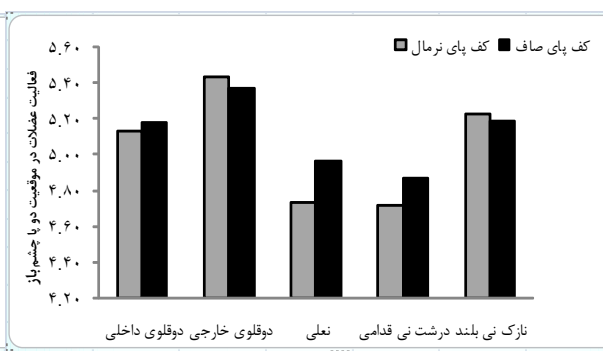
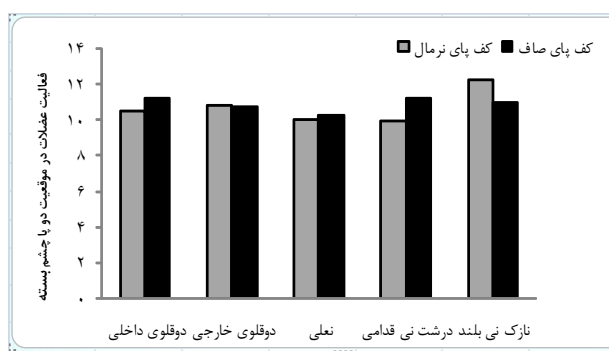
همان‌گونه که در نمودارهای ۱، ۲ و ۳ مشاهده می‌شود، در پنج موقعیت تست شده در این تحقیق، میانگین فعالیت عضلات دوقلوی خارجی و نازک‌نی بلند در افراد دارای صافی کف پا کم‌تر از افراد دارای کف پای طبیعی بود که تفاوت معناداری در فعالیت عضله نازک‌نی بلند بین دو گروه در موقعیت‌های تک‌پا چشم بسته و تک‌پا سربالا مشاهده گردید ($p \leq 0/05$).

همچنین، میانگین فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، نعلی و دوقلوی داخلی در افراد دارای کف پای طبیعی کمتر از افراد دارای کف پای صاف بود که تفاوت معناداری در فعالیت عضله درشت‌نی قدامی بین دو گروه در موقعیت‌های تک‌پا چشم بسته و تک‌پا سربالا مشاهده گردید ($p \leq 0/05$).

معناداری) وجود داشت، از روش آماری تحلیل واریانس مختلط (آنوا) استفاده گردید. برای مقایسه بین گروهی از روش آماری تی مستقل و برای مقایسه درون گروهی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری با آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل‌های آماری با نرم افزار SPSS و سطح معناداری $P \leq 0/05$ انجام شد.

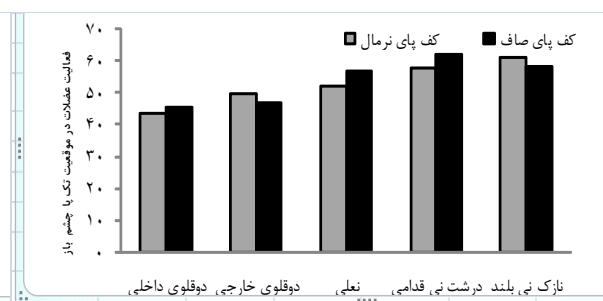
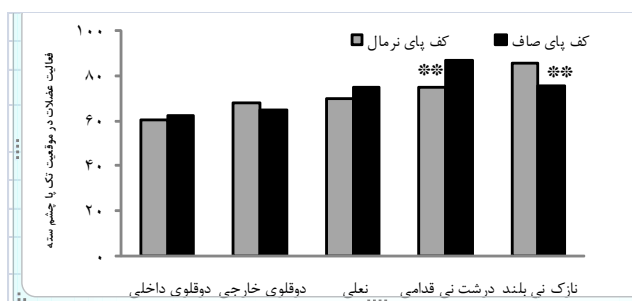
نتایج

در این تحقیق گروه دارای کف پای طبیعی و صاف به ترتیب دارای میانگین سنی $22/97 \pm 2/38$ و $23/54 \pm 3/57$ سال، میانگین وزنی $73/58 \pm 8/36$ و $74/87 \pm 10/72$ کیلوگرم، میانگین قد $175/34 \pm 7/62$ سانتی‌متر و میانگین افت ناوی $6/89 \pm 1/16$ و $12/86 \pm 1/54$ میلی‌متر بودند.



نمودار ۱- مقایسه فعالیت عضلات در موقعیت‌های دو پا چشم باز (سمت راست) و دو پا چشم بسته (سمت چپ) در دو گروه کف پای

صاف و طبیعی

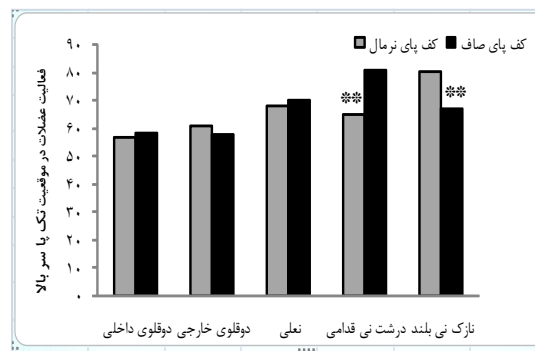


نمودار ۲- مقایسه فعالیت عضلات در موقعیت‌های تک پا چشم باز (سمت راست) و تک پا چشم بسته (سمت چپ) در دو گروه کف پای

صاف و طبیعی

های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی و روزمره انجام می‌دهند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر و تعادل تأثیر بگذارد 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 (۸، ۱۲).

در بررسی فعالیت عضلات دوقلو داخلی، خارجی و نعلی در دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد که با نتایج تحقیق مورلی و همکاران و اسماعیلی و همکاران هم‌خوانی دارد (۲۲، ۲۳). به نظر می‌رسد نقش پلاتنارفلکسورها در طول ایستادن، ثبات زانو و میچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نهی 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. 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. نتایج تحقیقات وانگ^۱ و همکاران و بیناباجی و همکاران با نتایج تحقیق حاضر هم‌خوانی ندارند 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



نمودار ۳- مقایسه فعالیت عضلات در موقعیت‌های

تک پا سر بالا در دو گروه کف پای صاف و طبیعی

** معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در موقعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان دارای کف پای صاف و طبیعی بود. تفاوت معناداری در فعالیت عضله نازک نی بلند و درشت نی بلند بین دو گروه در موقعیت‌های تک پا چشم بسته و تک پا سر بالا مشاهده گردید. هم‌چنین، موقعیت‌های دوپا چشم باز، دوپا چشم بسته، تک پا چشم باز، تک پا سر بالا و تک پا چشم بسته به ترتیب (صعودی)، مقادیر فعالیت عضلات را داشتند.

تحقیقات گذشته نمایانگر نقش حیاتی عضلات در تامین ثبات مفاصل است که این نقش برای عضلات اندام تحتانی از اهمیت دو چندان برخوردار است (۸). 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 لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۹-۱۲) در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد طبیعی تغییر کند. در این حالت مفاصل و عضلات دیگر جهت جبران این اختلال، فعالیت-

¹ Wang

تحقیقات (استفاده از روش شاخص قوس طولی میانی پا) دانست (۲۴، ۲۵).

فعالیت عضله نازک‌کنی بلند در بین افراد با ناهنجاری کف پای صاف در موقعیت‌های مختلف ایستادن کم‌تر از گروه طبیعی بود که این تفاوت در دو موقعیت تک‌پا چشم بسته و تک‌پا سربالا بطور معناداری کم‌تر از گروه دارای کف پای طبیعی بود. نتایج حاصل با نتایج تحقیق هانت^۱ و همکاران، مورلی^۲ و همکاران و اسماعیلی و همکاران هم‌خوانی دارد (۹، ۲۲، ۲۳). فعالیت کم‌تر عضله نازک‌کنی بلند، در گروه کف پای صاف که همراه با پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی است، احتمالاً به صورت فعالیت جبرانی 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 مچ پا به خاطر فعالیت کم‌تر عضله نازک‌کنی بلند دارند در نتیجه این افراد را مستعد آسیب دیدگی در ناحیه خارجی مچ پا می‌کند، ولی با نتایج بک‌مان^۳ و بیناباجی و همکاران هم‌خوان نیست که علت این ناهم‌خوانی را می‌توان به این نسبت داد که بک‌مان فعالیت عضلات ساق را حین دویدن بررسی کرده است و آزمودنی‌ها در تحقیق بیناباجی 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 (۱۰، ۲۵، ۲۶).

فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در بین افراد با ناهنجاری کف پای صاف در موقعیت‌های مختلف ایستادن بیش‌تر از گروه طبیعی بود که این تفاوت در دو موقعیت تک‌پا چشم بسته و تک‌پا سربالا به طور معناداری بیش‌تر از گروه دارای کف پای طبیعی بود که

نتایج حاصل با نتایج تحقیق گری^۴ و همکاران، هانت و همکاران، مورلی و همکاران، وانگ و همکاران و اسماعیلی و همکاران هم‌خوانی دارد (۹، ۱۲، ۲۲-۲۴).

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. ولی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات بک‌مان و بیناباجی و همکاران هم‌خوان نیست که علت این ناهم‌خوانی را نیز می‌توان به این نسبت داد که بک‌مان فعالیت عضلات ساق را حین دویدن بررسی کرده است و بیناباجی و همکارانش از روش شاخص قوس طولی میانی پا برای تعیین نوع پا استفاده کرده بودند که ممکن است دلیلی برای ناهم‌خوانی با نتایج تحقیق حاضر باشد (۲۵، ۲۶).

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

به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، فعالیت عضلات را در طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تاثیر 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 راه رفتن برای طراحی برنامه درمانی مناسب تأکید دارد. با توجه نتایج به دست آمده در این تحقیق، پیشنهاد می‌شود

¹ Hant

² Murley

³ Backman

⁴ Gray

تشکر و قدردانی

برای درک بهتر تفاوت‌های فعالیت عضلات بین دو گروه، بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام تحقیقی مشابه در جامعه‌ای بزرگتر خصوصاً افراد مسن‌تر و عضلات نواحی بالاتر انجام گیرد.

مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق اعلام می‌دارند.

References:

1. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture* 2002;15(1):1-9.
2. Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. *Curr Orthopaedics* 2002;16(3):165-179.
3. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train* 2004; 39(3): 247-253.
4. Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise L, et al. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci Lett* 2001; 303(2):83-86.
5. Nasher L. Adaptation of human movement to altered environments. *Trents Neurosci* 1982; 5(1): 361-385.
6. Alizadeh H, Ghrakhanlou R, deneshmandi H. Corrective Exercise. *Samt publication* 2004.11-22.
7. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(7):1150.
8. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthopedics Res* 2003;21(6):1131-1137.
9. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *J Clinl Biomech* 2004;19(4):391-397.
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. *J Gait Posture* 2009;29(2):172-187.
11. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *J Biomech* 2007;40(4):845-850.
12. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking. *Journal of 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(2):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):1546-1552.
15. Williams DS III, Mcclay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *J Clin Biomech* 2001;16(4):341-347.
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 Sports Phys Ther* 1991;14(2):70-74.
17. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effect of pronated and supinated foot postural stability. *J Athletic Train* 2005;40(1):41-46.
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(7):439-444.
19. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(2):1635-1641.
20. Peter K. The ABC of EMG. USA: Noraxon INC; 2005.p.1-60.
21. Pallvi K, Appor G, Zutchi K. Balance defits and recovery time line after different fatigue Protocols. *Indian J Physiother Occup Ther* 2009;2(3):42-54.

22. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009;2:22.
23. Esmaeili 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.
24. 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. *J Gait Posture* 2011;34(1):29-34.
25. 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):1328-1341.
26. Backmann CK. The effect of treadmill compliance and foot type on electromyography of lower extremity muscles during running. Western Washington University: Microform Publications, University of Oregon; 1999.