مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/ دوره هفدهم/ پاییز ۱۳۹۱/ ۱۹-۱۱

اثر ارتز نرم روی sEMG عضلات سطحی ساق هنگام راه رفتن در افراد با پای سوپینت

سعداله عزیزپور[۱]، دکترمهرداد عنبریان[۲]

۱.کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (مولف مسوول) تلفن تماس: ۰۸۷۵-۴۲۱۶۰۹۳ s.azizpour81@gmail.com

۲.دانشیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

مقدمه: هدف از این تحقیق ارزیابی اثرات ارتوز هاینیمه کاستوم نرم روی فعالیت عضلات ساق طی مراحل سکون و نوسان راه رفتن در سه شرایط مختلف راه رفتن با پای برهنه، فقط با کفش و کفش همراه با ارتز نرم در افراد با پای سوپینت بود.

مواد و روشها: تعداد ده آزمودنی با پای سوپینت ایدئوپاتیک توسط شاخص FPI انتخاب و در این تحقیق شرکت کردند. سیگنالهای الکترومیوگرافی از عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل، دوقلو داخلی، دوقلو خارجی و نعلی با استفاده از سیستم الکترومیوگرافی در فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰۰HZ مطابق با پروتکل SENIAM جمع آوری شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که استفاده از ارتز اگرچه باعث تغییرات اندکی در میزان فعالیت عضلات شدند، اما هیچ اختلاف معنی داری برای هیچکدام از عضلات در شرایط مختلف آزمون بدست نیامد.

نتیجه گیری: هر چند که ارتزهای به کار رفته در این تحقیق هیچ تغییر معنی‌داری روی پارامترهای مورد بررسی ایجاد نکردند، اما پاسخ افراد به ارتزها متنوع بود که اطلاعات به دست آمده می تواند در ساخت و طراحی ارتزها مورد توجه قرار گیرد.

واژه های کلیدی: الکترومیوگرافی، راه رفتن، پای سوپینت، ارتز نرم.

وصول مقاله :۹۰/۷/۱۱ اصلاحیه نهایی:۹۱/۲/۴ پذیرش:۹۱/۲/۷

مقدمه

پرونیشن و سوپینیشن جزء حرکاتی هستند که در مفصل ساب‌تالار[۱] انجام می‌شوند(۱).در طول مرحله جذب نیرو[۲] هنگام راه رفتن، بعد از برخورد پا با زمین، پرونیشن باعث باز شدن مفاصل میدتارسال شده و در نتیجه این قابلیت را به پا می‌دهد تا بتواند با سطوح ناهموار خود را تطبیق دهد. همچنین با ایجاد یک ساختار منعطف، به جذب سهل تر نیروهای وارده به پا کمک می کند. در ادامه زمانی که پاشنه در مرحله پوش آف[۳] از زمین جدا می‌شود، حرکت سوپی نیشن در مفصل ساب‌تالار باعث قفل شدن مفاصل میدتارسال شده، از این رو باعث تبدیل شدن پا به یک ساختار اهرمی مفید جهت پیشروی پا در ادامه این مرحله و سراسر مرحله نوسان خواهد شد (۴-۲). آنچه که باید مورد توجه قرار گیرد، این است که این دو حرکت با تغییر در ساختمان، وضعیت یا عملکرد کلی پا هنگام راه رفتن دچار تغییر می‌شوند که ممکن است به صورت تغییرات حاد یا مزمن در کل ساختار اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی و حتی بالاتنه ظاهر شود (۷-۵). پژوهشهای انجام شده نشان می دهد که وجود برخی انحرافات ساختاری در اندام تحتانی باعث

[1]- subtalar joint
[2]- loading response phase
[3]- push off phase

ایجاد اختلال در فرآیندهای جذب و انتقال انرژی هنگام راه رفتن میشود که می‌تواند با ایجاد خستگی زودرس و بروز آسیبهای بیش تمرینی[4] نظیر استرس فراکچر و شین اسپلنت، بر توانایی و قابلیت ورزشی افراد تاثیر منفی بگذارد (۱۰- ۸). پای سوپینت را می‌توان ناهنجاری افزایش قوس طولی- داخلی پا دانست که با طیف وسیعی از ناهنجاری ها از جمله چرخش داخلی پاشنه، ادداکشن جلوی پا[5] و چنگالی شدن انگشتان همراه است (۱۳-۱۱). برخی از تحقیقات شیوع آن را حدود ۸ تا ۱۵ درصد اعلام کرده‌اند (۱۵و۱۴). در این دفورمیتی به علت برهم خوردن توازن محورهای مفاصل میدتارسال، پا، ساختاری سخت پیدا می‌کند که باعث ایجاد یک سری تغییرات اساسی در فرآیندهای جذب و انتقال انرژی می‌شود. از جمله این تغییرات می‌توان به مواردی چون کاهش قابلیت پا در تطابق با سطوح مختلف و جذب ضعیف نیرو در هنگام برخورد با زمین (۱۲و۸)، کاهش اطلاعات حسی کف‌پایی (۱۶)، درد در ناحیه ساق پا (۱۷و۱۱) و شروع زودتر فعالیت عضله پهن خارجی در مرحله سکون راه رفتن نسبت به افراد نرمال (۱۸)، اشاره کرد.

روشهای درمانی- مکانیکی دفورمیتی های ساختاری پا با ارتز، بیشتر برای اصلاح حرکات ناهنجار عقب پا[6]، مچ و بخش تحتانی ساق در طول راه رفتن به کار می‌روند. که معمولا هدف اصلی، بازگردانیدن پایداری دینامیکی و کاهش چرخش داخلی درشت‌نی و درجاتی از پرونیشن بیش از اندازه در مفصل ساب‌تالار است (۲۱-۱۹). البته به تبع این تغییرات مکانیکی، کاهش درد پا و یا کاهش نیروها و توزیع آن ها از بخش داخلی جلوی پا به وسط پا[7] و عقب پا، توسط ارتزها در دفورمیتی پای سوپینت از سوی برخی از محققین گزارش شده است (۱۵و۱۴). به طور کلی توزیع مجدد فشار کف پایی و کاهش فعالیت عضله با اصلاح زوایای پا می تواند به عنوان عاملی جهت کاهش درد در ناحیه پا و احساس راحتی پا در ناهنجاری پای سوپینت باشد.

با توجه به شیوع دفورمیتی پای سوپینت و تجویز گسترده انواع ارتزها با درجات متفاوتی از حمایت قوس داخلی یا خارجی، متاسفانه تحقیقات اندکی در مورد عملکرد و نقش ارتزها در تغییر الگوهای فعالیت عضلانی و الکترومیوگرافی عضلات پا در فعالیت های مختلف و به ویژه هنگام راه رفتن وجود دارد. از این رو، بررسی و ارزیابی اثرات بیومکانیکی ارتزها برای ارائه جزئیات نقش درمانی آنها لازم و ضروری به نظر می رسد. هدف از این تحقیق ارزیابی اثرات کفی‌های نیمه کاستوم نرم[8] ساخته شده برای هر فرد روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درشت نئی قدامی، نازک نئی طویل، نعلی، دوقلو داخلی و خارجی در شرایط مختلف تحقیق می‌باشد. دو پارامتر حداکثر دامنه میانگین[9] و حداکثر دامنه RMS در مراحل سکون و نوسان، در سه شرایط راه رفتن با پای برهنه، کفش تنها و کفش با ارتز مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

روش تحقیق

این تحقیق از نوع تحقیقات نیمه‌تجربی است. ۱۰ آزمودنی با پای سوپینت ایدئوپاتیک با تشخیص متخصص ارتوپدی در این تحقیق شرکت کردند. بیماری‌های مارکوواسکولار، بیماری‌های عصبی‌عضلانی، سوختگی در ناحیه پا، شکستگی، جراحی و هر نوع ناهنجاری بیومکانیکی که اثر قابل توجه بر توانایی راه‌رفتن داشته باشد، باعث محروم شدن شرکت کنندگان از تحقیق شد. برای بررسی ساختار آناتومیکی پا از شاخص FPI[10] استفاده شد.آزمودنیهای این تحقیق دارای شاخص FPI کمتر از ۵- بودند که به عنوان

[4]- over use
[5]- fore foot
[6]- rear foot
[7]- mid foot
[8]- soft semi-custom insoles
[9]- maximum average amplitude
[10]- Foot posture index

پای سوپینیت شناسایی شدند.اندازه گیری‌های FPI در جمعیت بزرگسال اعتبار خوب و مناسبی را نشان داده است (۲۲).

ارتوزهای به کار رفته در این تحقیق زیر نظر متخصص ارتوپدی بعد از معاینه، برای هر فرد جداگانه و به صورت یک بخش گوه ای شکل ۱۵ درجه در بخش خارجی پاشنه ساخته شد که تمام سطح کف پایی را می پوشاند. این کفی را اصطلاحا" کفی لترال ودج می‌نامند و از آنجا که با مشاهده و معاینه پا توسط متخصص برای هر فرد ساخته شد به آن نیمه کاستوم می‌گویند. جنس مواد به کار رفته برای ساخت کفی‌ها شامل یک لایه پلی فرم و یک لایه نازکتر از لاستیک نرم بود. پلی فرم جنسی است ضد عرق و ضد حساسیت که توانایی جذب ضربه‌ها و فشارهای وارده به پا را نیز دارا می‌باشد.

فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل، دوقلو داخلی، دوقلو خارجی و نعلی با استفاده از سیستمبیومانیتور EMG، ۱۶ کاناله مدل ME6000[11] با مبدل ۱۴ بیتی A/D و نسبت سیگنال به نویز ۱۱۰ دسی بل در فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰۰HZ جمع آوری شد. انتخاب این عضلات با توجه به سطحی بودن و میزان در دسترس بودن آنها جهت نصب الکترود و همچنین اهمیت و نقش این عضلات در انجام حرکات پا شامل پلانتار و دورسی فلکشن، پرونیشن و سوپینیشن بود. از الکترودهای دوقطبی حاوی ژل و چسب رسانا و با فاصله مرکز تا مرکز ۲ سانتی متر، در این تحقیق استفاده شد. پس از آماده کردن پوست نظیر تراشیدن مو، سایش پوست با پنبه آغشته با الکل، مطابق پروتکل SENIAM (۲۳) محل دقیق نصب الکترودها بین نواحی IZ[12] و تاندون عضله تعیین و برای کسب سیگنالهای قویتر و با کیفیت بهتر مطابق زیر مشخص شد :

درشت‌نئی قدامی: الکترود روی ۴۷/۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر استخوان نازک‌نی و سر قوزک داخلی با شروع از نازک‌نی قرار گرفت (۲۴)، نازک‌نئی طویل: الکترود روی ۲۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر استخوان نازک‌نئی و سر قوزک خارجی با شروع از نازک‌نی قرار داده شد (۲۳)، دوقلو داخلی: الکترودها روی ۳۸ درصد طول عضله از مرکز مفصل زانو تا برجستگی پاشنه روی بیشترین برآمدگی عضله با شروع از زانو قرار گرفتند (۲۴)، دوقلو خارجی: الکترود روی ۱/۳ خط بین نوک سر استخوان نازک نی و برجستگی پاشنه با شروع از نازک‌نی نصب شد (۲۳) و برای عضله نعلی، الکترود روی ۲/۳ خط بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی درست انتهای دوقلو داخلی و وسط تاندون آشیل قرار داده شد (۲۳).

الکترود زمین نیز روی برجستگی درشت‌نئی قرار گرفت. فوت سویچ‌های[13] حساس به نیرو، روی سطح کف پایی در مفصل بین‌انگشتی انگشت شست و بیشترین سطح خلفی پاشنه برای ثبت مشخصه‌های زمانی سیکل، در پای افراد نصب شد. آزمودنیها، در سه وضعیت با پای برهنه، با کفش ورزشی و با ارتز نرم با سرعت خود انتخابی، مسیر ۱۰ متری را راه رفتند. برای تطابق با مسیر راه رفتن، آزمودنیها به مدت دو دقیقه در هر سه وضعیت راهنمایی شدند. سپس هر وضعیت سه بار مورد آزمایش قرار گرفت. داده‌های جمع آوری شده از فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز عبور داده شدند.

داده‌های EMG بسته به کیفیت سیگنالهای فوت سویچ برای هر عضله به صورت میانگین ۳ گام در هر آزمون و در نهایت میانگین ۴ آزمون برای هر یک از شرایط راه رفتن محاسبه شد. مشخصه‌های دامنه در شرایط کفش و ارتوز با دامنه متناظر میانگین سیکل در حالت پا برهنه نرمالایز شدند (۲۵). پارامترهای الکترومیوگرافی شامل حداکثر دامنه

[11]- Biomonitor ME6000 T16,Mega Electronics Ltd.2008, Kuopio, Finland

[12]- innervation zone (IZ, which is the location where nerve terminations and muscle fibers are connected)

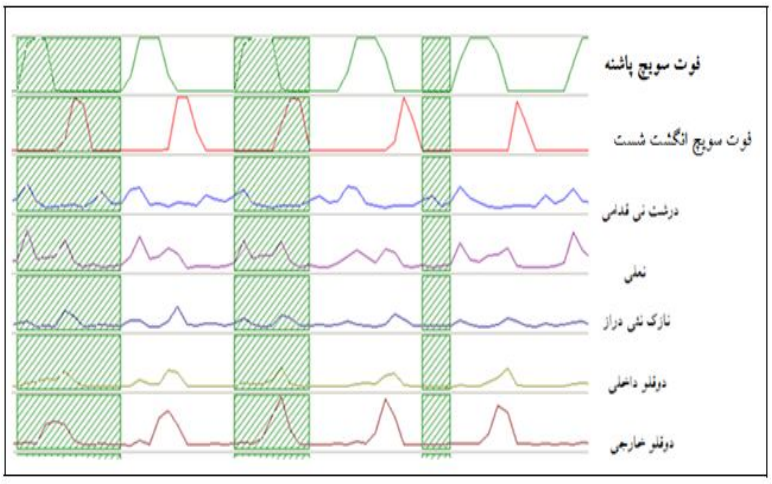
[13]- Foot switch

میانگین و حداکثر دامنه RMS برای هر عضله در دو مرحله سکون و نوسان راه رفتن محاسبه شد. آزمون آماری ANOVA با اندازه‌گیریهای تکراری با استفاده از نرم افزار SPSS ورژن ۱۹ و با سطح معنی داری ۰/۰۵ برای مقایسه پارامترهای الکترومیوگرافی به کار رفت.

نتایج

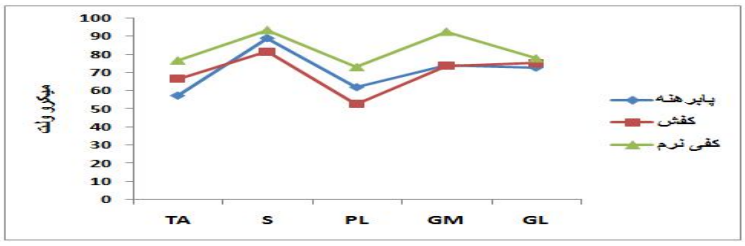
میانگین سنی افراد شرکت کننده در این تحقیق ۱/۷±۲۶/۵ سال، وزن آنها ۸/۵±۷۰/۲ کیلوگرم و میانگین قد این افراد ۴/۱۴ ±۱۷۷/۹ سانتی متر بود. علیرغم وجود برخی تغییرات کم در وضعیت استفاده از ارتز، هیچ اختلاف معنی داری با $p<0/05$ برای هیچکدام از عضلات در شرایط مختلف آزمون وجود نداشت.

نمودار میانگین سیگنال‌های یکسو شده، جهت تجزیه و تحلیل کیفی سیگنال در شکل ۱ نشان داده شده است. با توجه به شکل ۱، درشت نئی قدامی در ابتدای سیکل یعنی طی مرحله برخورد پا با زمین به اوج فعالیت خود می رسد و همچنین در انتهای مرحله سکون و سراسر مرحله نوسان به فعالیت خود ادامه می دهد. عضلات نعلی، نازک نئی طویل و هر دو بخش داخلی و خارجی عضله دوقلو در مرحله سکون به صورت هم انقباضی فعالیت دارند. اوج فعالیت دو سر عضله دوقلو در انتهای مرحله سکون اتفاق می‌افتد. عضلات نعلی و نازک نئی طویل وظیفه حفظ حرکت پرونیشن را در ابتدای مرحله سکون بر عهده دارند. اما در انتهای مرحله سکون این دو عضله به عنوان پلانتار فلکسور عمل کرده و به بلند شدن پاشنه از زمین کمک می کنند. در مرحله نوسان با توجه به شکل ۱، تنها عضله درشت‌نئی قدامی فعالیت قابل توجه دارد که برای حفظ وضعیت سوپی نیشن (Supination) و بالا نگه داشتن پا فعال است.

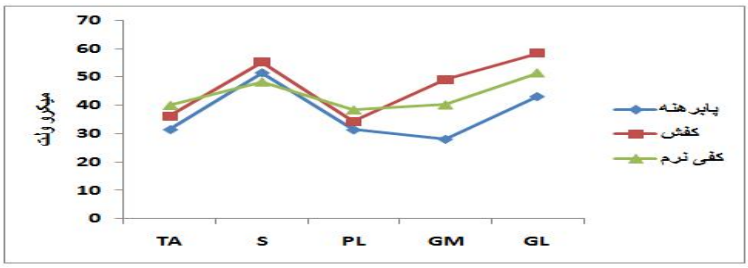


شکل ۱: میانگین گیری و یکسو سازی سیگنال تمام موج به ترتیب از چپ به راست: سیکل کامل،مرحله‌سکون،مرحله‌نوسان

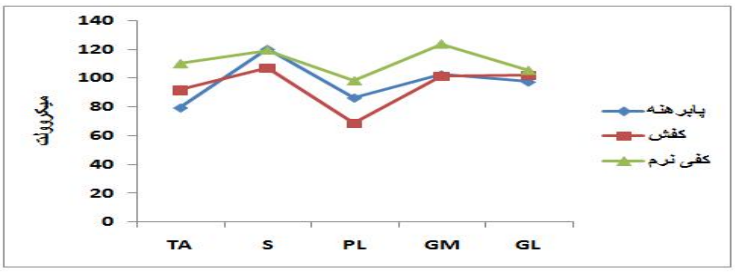
تجزیه و تحلیل کمی متغیرهای EMG در نمودار ۱ نشان داده شده است. با توجه به نمودار، فعالیت کلیه عضلات مورد بررسی در مرحله سکون توسط ارتز تا حدی افزایش یافت. برای درشت‌نئی قدامی(TA) و نازک نئی طویل (PL) مقدار حداکثر دامنه RMS و حداکثر دامنه میانگین در شرایط استفاده از ارتز نسبت به شرایط پای برهنه در هر دو مرحله سکون و نوسان افزایش محسوسی داشت، هرچند که از نظر آماری معنی دار نبود (با $p< ۰/۰۵$). این افزایش احتمالا برای کنترل پلانتارفلکشن در ابتدای مرحله سکون و همچنین برای جبران وزن کفش و ارتز جهت حفظ وضعیت پا در سراسر مرحله نوسان صورت می گیرد.



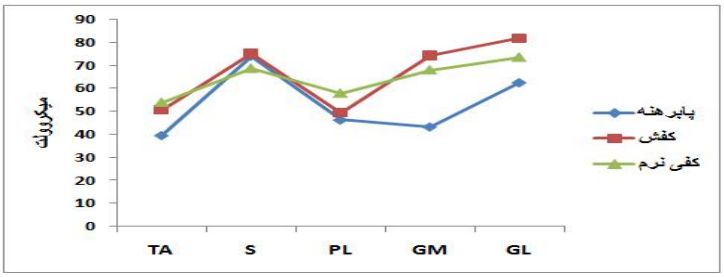
حداکثر دامنه میانگین مرحله سکون



حداکثر دامنه میانگین مرحله نوسان



حداکثر دامنه RMS مرحله سکون



حداکثر دامنه RMS مرحله نوسان

نمودار۱: مقادیر فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی(TA)، نازک‌نئی طویل(PL)، دوقلو داخلی(GM)، دوقلو خارجی(GL) و نعلی(S)

هر دو پارامتر اندازه گیری شده برای عضلات نعلی، دوقلو داخلی و خارجی در مرحله نوسان در شرایط کفش، بیشتر بود که در وضعیت استفاده از ارتز، تا حدی کاهش یافت در حالیکه در مرحله سکون، ارتز باعث افزایش اندکی در میزان فعالیت این عضلات شد. هر چند که باید توجه داشت هیچ کدام از این تغییرات ذکر شده با $p< ۰/۰۵$ معنی دار نبود.

اگر بخواهیم این افزایش را به صورت درصد از شرایط پابرهنه نشان دهیم، حداکثر دامنه RMS برای سر خارجی عضله دوقلو طی مرحله سکون در شرایط کفش با ارتز نسبت به شرایط پابرهنه ۸/۷ درصد افزایش پیدا کرد (۰/۰۹۹ =p)، که برای سر داخلی آن طی این مرحله با ۲۰/۸ درصد افزایش همراه بود (۰/۰۸۱ =p). حال آنکه مقدار حداکثر دامنه RMS در مرحله نوسان نسبت به حالت پا برهنه برای دوقلوی داخلی، در شرایط کفش با ارتز ۵۶/۹ درصد افزایش نشان داد (۰/۰۶۲ =p). این مقادیر برای دوقلوی خارجی طی این مرحله ۱۷/۵ درصد بود (۰/۰۸۹ =p).

بحث

اوج فعالیت درشت نئی قدامی در ابتدای سیکل یعنی طی مرحله برخورد پا با زمین اتفاق می افتد که عضله برای کنترل پلانتارفلکشن و کاهش سرعت برخورد پا با زمین فعال است. همانگونه که در شکل ۱ دیده می شود، دومین اوج برای این عضله در انتهای مرحله سکون و سراسر مرحله نوسان است که باعث می شود پا در وضعیت سوپینیشن قرار گیرد. حفظ سوپینیشن در انتهای مرحله سکون جهت ایجاد نیروی پیشروی با سفت و سخت شدن ساختار پا و همچنین در سراسر مرحله نوسان برای بالا نگه داشتن پا، جزء وظایف این عضله است. با توجه به شکل ۱ می توان دید، عضلات نعلی، نازک نئی طویل و هر دو بخش داخلی و خارجی عضله دوقلو در مرحله سکون به صورت هم انقباضی فعالیت دارند. اوج فعالیت دو سر عضله دوقلو در انتهای مرحله سکون اتفاق می‌افتد که برای بلند کردن پاشنه از زمین و ایجاد نیروی پیشروی در هر دوی ساق و تنه فعالیت دارند. عضلات نعلی و نازک نئی طویل وظیفه حفظ حرکت پرونیشن را در ابتدای مرحله سکون بر عهده دارند. پرونیشن باعث می شود که پا ساختاری منعطف پیدا کند، این انعطاف پذیری به جذب ضربه و شوک ناشی از برخورد پا با زمین و همچنین انطباق پا با سطح زمین کمک می‌کند. در انتهای مرحله سکون این دو عضله به عنوان پلانتار فلکسور عمل کرده و به بلند شدن پاشنه از زمین کمک می کنند.

اگر چه مطالعات بسیار اندکی روی فعالیت عضلانی افراد با دفورمیتی پای سوپینیت انجام شده است، اما با توجه به شواهد کینتیکی و کینماتیکی موجود می توان بیان کرد که در این دفورمیتی به دلیل بر هم خوردن توازن محورهای مفاصل میدتارسال، در نیمه اول مرحله سکون، پا در سوپینیشن باقی می ماند. از این رو فضای برخورد جهت توزیع فشار کاهش یافته و به دلیل ناتوانی در انجام حرکت پرونیشن، پا برای حفظ عملکردهای واکنشی و تطبیقی خود ممکن است باعث تغییر در فعالیت عضلات ساق از قبیل افزایش فعالیت اورتور و کاهش فعالیت اینورتورها شود. یک مکانیزم تناوبی به وسیله ارتزها با تغییر در فعالیت عضلانی اندام تحتانی می‌تواند در بهبود عملکرد حرکتی این افراد موثر باشد. هدف از این مطالعه بررسی اثرات آنیارتز نرم با ودج خارجی روی فعالیت برخی از عضلات ساق در دو مرحله سکون و نوسان راه رفتن بود.

نتایج ما نشان داد که ارتز استفاده شده در این تحقیق هرچند که باعث تغییرات اندکی در میزان فعالیت عضلات شد، اما هیچ تغییر معنی‌داری را در هیچیک از عضلات مورد بررسی ایجاد نکرد. با توجه به اطلاعات محققین، مقاله‌ای که به بررسی اثرات ارتز روی فعالیت الکترومیوگرافی در این ناهنجاری پرداخته باشد، یافت نشد و به احتمال زیاد این اولین مطالعه ای است که از این زاویه به بررسی اثرات ارتز می پردازد. از این رو نمی‌توان نتایج را با کارهای دیگران مقایسه کرد.

بر اساس نتایج حاصله، عضله درشت‌نئی قدامی از اوج فعالیت در مرحله برخورد با زمین به صورت برونگرا برخوردار است که به نظر می رسد این فعالیت برای کنترل پلانتار فلکشن و کاهش سرعت برخورد پا با زمین اتفاق می افتد. فعالیت این عضله در مرحله بلند شدن انگشت شست از زمین[1] برای بلند کردن کامل پا از زمین به صورت درونگرا ادامه پیدا می کند و در بخش اول مرحله نوسان برای حفظ وضعیت سوپینیشن، فعالیتش در اوج باقی می‌ماند. از این رو می‌توان گفت که افزایش فعالیت TA ناشی از ارتز ممکن است باعث کاهش گشتاور پرونیشن و پلانتارفلکشن در ابتدای این مرحله برای کم کردن سرعت برخورد پا با زمین شود. از سوی دیگر، این افزایش فعالیت عضلانی در وضعیت استفاده از ارتز، ممکن است در پاسخ به وضعیت ایجاد شده پا در داخل کفش توسط ارتز و یا تلاش برای حفظ سوپینیشن پا در سراسر مرحله نوسان باشد.

مطابق کارهای توصیفی اولیه نقش پلانتار فلکسورها در طول راه رفتن، شرکت در استحکام و ثبات مفاصل زانو و مچ پا، مهار چرخش درشت‌نئی و حفظ انرژی با حداقل کردن نوسان مرکز جرم تعریف شده است (۲۷و۲۶). در واقع عضلات دوقلو و نعلی با یک اثر انرژیک مخالف روی ساق، علاوه بر حمایت عمودی بدن در مچ پا طی مرحله سکون، امکان پیشروی رو به جلوی ساق و تنه را فراهم می-کنند (۲۸). در دفورمیتی پای سوپینیت، افزایش قوس طولی داخلی پا و ساختار سخت پا، به پیشروی راحت‌تر پا کمک می کند و از این رو نیاز به فعالیت عضله در طول مرحله پیشروی ممکن است کاهش پیدا کند. ارتز به کار رفته در این تحقیق هرچند که اثر معنی داری روی فعالیت این عضلات بوجود نیاورد، اما تا حدی فعالیت آنها را افزایش داد. افزایش فعالیت GM در مرحله نوسان ممکن است برای جبران وزن کفش و ارتز و کمک به عضله دوسررانی جهت بالا نگه داشتن پا از طریق افزایش شتاب فلکشن زانو صورت گیرد. البته جزئیات این ادعا هنوز به طور کامل مشخص نیست که آیا این تغییرات اندک در فعالیت عضلانی اثرات مثبت یا منفی بر عملکرد کلی پا دارند یا خیر؟ جهت روشن شدن این ادعا و فرض، نیاز به بررسی های دقیق تر وجود دارد.

نکته جالبی که با توجه به یافته های ما وجود دارد این است که در مرحله نوسان، فعالیت همه عضلات در شرایط کفش بیشتر از شرایط پابرهنه و با ارتز بود. در این تحقیق، کفشهای کتانی ارزان قیمت موجود در بازار(کفش سالنی تایگر) که به طور وسیعی استفاده می‌شوند، به کار رفت. همچنانکه نتایج نشان داد،این نوع کفش باعث افزایش فعالیت عضلانی شد. ممکن است تخت بودن کف کفش و قابلیت آزادی پاشنه و افزایش حرکات پا داخل این نوع کفش دلیل افزایش فعالیت عضلانی باشد. توجه به این مطلب ضروری است که تغییر فعالیت عضلات ممکن است باعث ایجاد خستگی زودرس شده و در طولانی مدت، خطر آسیبهای ناشی از بیش تمرینی در مچ پا و زانو را موجب شود. ارتز با محدود کردن حرکات پا داخل کفش و ایجاد یک حالت متعادل فعالیت عضلانی دروضعیت پای برهنه در مقایسه با پوشیدن کفش، ممکن است باعث کاهش تبعات ناشی از فعالیت احتمالی کمتر این افراد نسبت به گروه نرمال و همچنین افزایش ریسک آسیب‌ها در نتیجه افزایش فعالیت عضلانی هنگام پوشیدن کفش شوند.

در زمینه بالینی برای بیماران دچار ناهنجاریهای مختلف پا، انواع مختلفی از ارتوزها تجویز می‌شود تا مشکلات بیومکانیکی را درمان و علائم را کاهش دهند. هر چند که ارتوزهای به کار رفته در این تحقیق هیچ تغییر معنی‌داری روی پارامترهای مورد بررسی ایجاد نکردند، تغییرپذیری پاسخ‌های افراد به ارتوزها بسیار متنوع بود که این باید در ساخت و طراحی کفی‌ها مورد توجه قرار بگیرد. شرایط بیومکانیکی زیادی هستند که می‌توانند عملکرد کلی پا را تغییر دهند، که این می‌تواند پاسخ‌های متغیر آزمودنی‌ها را

[1]- Toe off

توضیح دهد. فاکتورهایی از قبیل راستای محورهای ساب-تالار و میدتارسال، راستای پای جلو، جهت چرخش درشت‌نئی و ران می‌توانند روی مکانیک پا موثر باشند. البته باید توجه داشت که حجم کم نمونه نیز می‌تواند تا حدودی روی معنی دار نبودن نتایج تاثیر گذاشته باشد که این خود یکی از محدودیت‌های این مقاله بود. بعلاوه نتایج این تحقیق تنها بینشی از اثرات آنی ارتوزها را فراهم کرد. بررسی‌های بیشتر با گروه‌های بزرگتر افراد و همچنین بررسی اثرات طولانی مدت ارتوزها میتواند تاثیر فاکتورهای دیگر روی متغیرهای الکترومایوگرافی را آشکار سازد.

نتیجه گیری

در درمان غیر جراحی برای رفع مشکلات مکانیکی-ساختاری پا، نظیر دفورمیتی های پا، ارتزها مورد استفاده قرار می گیرند. با این نگرش، هر چند که ارتز به کار رفته در این تحقیق هیچ تغییر معنی‌داری روی پارامترهای مورد بررسی ایجاد نکرد، اما پاسخ افراد به ارتز متنوع بود. اگرچه شرایط بیومکانیکی مختلفی بر روی مکانیک پا و عملکرد اندام تحتانی موثر هستند، اما یافته های این تحقیق، از منظر اثر ارتز بر روی فعالیت عضلانی اندام تحتانی به عنوان عامل حرکتی می تواند در ساخت و طراحی ارتز مورد توجه و استفاده قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از دانشجویان شرکت کننده در این مطالعه، استاد محترم دکتر نادر فرهپور و کلیه کارکنان محترم اداره کل تربیت بدنی دانشگاه بوعلی سینا همدان به واسطه حمایت از تحقیق، صمیمانه تشکر و قدردانی می شود.

.

Reference

1. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rearfoot. PhysTher, 1998;78:404-416.

2. Hamill J Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, 2003;310-321.

3.Rose Jessica, Gamble James G. Human Walking, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, 2005;212-231.

4. Ronald L. Valmassy. Clinical biomechanics of the lower extremity, ed 1. Mosby-Year Book; 1996;79-85

5. Hertel, J., Gay, MR., Denegar, CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. J Athl Train 2002;37:129–132.

6. Karatsolis K, Nikolopoulos CS, Papadopoulos ES, Vagenas G, Terzis E, Athanasopoulos S. Eversion and inversion muscle group peak torque in hyperpronated and normal individuals. The Foot 2009;19:29–35.

7. Nigg, BM. The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. Clinical Journal of Sport Medicine 2001;11:2–9.

8. Kenton R. Kaufman, Stephanie K. Brodine, Richard A. Shaffer, Chrisanna W. Johnson, Thomas R. Cullison. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. American Journal of Sports Medicine 1999;27:585–593.

9. Ledoux WR, Shofer JB, Smith DG, Sullivan K, Hayes SG, Assal M and et al .Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic foot. JRRD 2005;42:665–672.

10. Williams DS, Davis IM, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. Gait and Posture 2004;19:263–269.
11. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pescavus on foot pain and plantar pressure. Clinical Biomechanics. 2005;20:877–882.
12. Manoli A, Graham B. The Subtle Cavus Foot, ‘‘the Underpronator,’’ a Review. Foot & Ankle International 2005;26:256-263.
13. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. PhysTher, 1988; 68:1840–1849.
14. Joshua Burns, Jack Crosbie, Robert Ouvrier, Adrienne Hunt. Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: A randomized controlled trial. A Clinical Biomechanics. 2008;23:662–720
15. LR Chen, KH Chen, SW Yang. The biomechanical effects of insole for pescavus. Journal of Biomechanics. 2007;40:S704.
16. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. Journal of Athletic Training 2005;40:41–46.
17. Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM .The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. Gait and Posture 2008;28:405–411.
18. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. Journa of Applied Biomechanics 2001;17:153-163.
19. Ferber R, Davis IM, Williams DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. Journal of Biomechanics 2005;38:477–483.
20. 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 and Posture 2009;29:172–187.
21. Razeghi M, Batt ME. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. A review of the literature. Sport Med 2000;29:425-438.
22. Evans AM, Copper AW,Scharfbilling RW, Scutter SD, Williams, MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. Journal of the American Podiatric Medical Association 2003;93:203–213.
23. Hermens DH and Feriks B. Surface electromyograghy for the non-invasive assessment of muscle (SENIAM).2005; Available at: http://www.SENIAM.com.
24. Sacco IC, Gomes AA, Otuzi ME, Pripas D, Onodera AN. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. Journal of Neuroscience Methods 2009;180:133-137.
25. Murley GS, Mens HB, Landorf KB, Bird AR. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. Journal of Biomechanics 2009;43:749-56.
26. Sutherland DL, Cooper L, Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. J Bone Joint Surg Am 1980;62:354-363.
27. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and intersubject variability. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1987;67:402-411.
28. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. Journal of Biomechanics. 2001;34:1387–1398.