

تأثیر ناهنجاری پرونیشن پا بر کنترل پاسچر بدن و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب میچ پا طی حرکت برش جانبی

چکیده

زاهد منتشلو^{۱*}، حیدر صادقی^۱

مهدی خالقی تازجی^۱

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

دریافت: ۱۳۹۶/۳/۴ پذیرش: ۱۳۹۶/۷/۱۶

هدف: با توجه به برهم خوردن راستای طبیعی بدن به دلیل از بین رفتن قوس داخلی پا در افراد با پرونیشن پا که ممکن است کنترل پاسچر بدن و فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت برش جانبی را دچار تغییر کند، هدف از انجام این پژوهش بررسی تأثیر ناهنجاری پرونیشن پا بر کنترل پاسچر بدن و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب میچ پا طی حرکت برش جانبی بود.

روش‌ها: در این تحقیق نیمه تجربی از بین دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، ۱۵ نفر دارای ناهنجاری کف پای پرونیته شده و ۱۵ نفر سالم به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت و از صفحه نیرو برای اندازه‌گیری کنترل پاسچر بدن استفاده شد. ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون برش جانبی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی که با دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان شده بود، صورت گرفت. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار متلب و برای مقایسه دو گروه از آزمون تحلیل واریانس چند متغیره (MANOVA) استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون آماری نشان داد اختلاف معنی‌داری در راستای داخلی-خارجی متغیر تغییرات مرکز جرم به مرکز فشار بین دو گروه پرونیشن پا و نرمال طی حرکت برش جانبی وجود دارد ($p \leq 0/05$) اما در راستای قدامی-خلفی بین دو گروه در تغییرات مرکز جرم به مرکز فشار اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($p \geq 0/05$). در متغیر فعالیت الکتریکی عضلات (فعالیت mvc / فعالیت rms)، طی حرکت برش جانبی در عضلات دو قلو داخلی و نعلی تفاوت معنی‌داری بین گروه کف پای پرونیته شده و سالم وجود نداشت ($p \geq 0/05$)، اما در عضلات درشت‌نی قدامی و نازک‌نی طویل بین دو گروه کف پای پرونیته شده و سالم تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($p \leq 0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده به نظر می‌رسد پرونیشن پا می‌تواند به عنوان عاملی اثرگذار بر بیومکانیک برش جانبی با ایجاد تغییر در کنترل پاسچر بدن در راستای داخلی-خارجی و فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی و نازک‌نی طویل قدامی طی حرکت برش جانبی شود.

کلید واژگان: پرونیشن پا، کنترل پاسچر بدن، فعالیت الکتریکی عضلات، برش جانبی، مردان

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، خوارزمی، تهران.

تلفن: ۰۹۳۷۷۴۸۹۶۳۷

E-mail: mantashloozahed@yahoo.com

مقدمه

شود و او را مستعد آسیب عضلانی یا عصبی کند. وظایف متعددی که پاها مثل جذب و توزیع نیروها و فراهم کردن ثبات بدن بر عهده دارند، به قوس‌های کف پا از جمله قوس طولی داخلی بستگی دارد (۲، ۳).

پرونیشن پا شامل کاهش قوس طولی داخلی پا است که همراه با آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت می‌کند و برآمده می‌شود که می‌تواند همراه با دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک باشد (۵). این کاهش ارتفاع قوس طولی به وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف پای، عضلات ساق و

محققان رشته‌های مختلف علمی از دیرباز علاقه زیادی به بررسی حرکات انسان داشته‌اند. یکی از اهداف علم بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی از بررسی حرکات مختلف بدن، بهبود عملکرد ورزشی و نیز جلوگیری از بروز آسیب در حین ورزش است (۱). انحراف از وضعیت بدنی می‌تواند موجب از بین رفتن زیبایی و کاهش کارایی مکانیکی فرد

روش شناسی

جامعه آماری این پژوهش را دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی ایران تشکیل دادند. از درون جامعه مورد مطالعه، ۳۰ نفر غربال شدند که شامل ۱۵ نفر دارای ناهنجاری پرونیشن پا و ۱۵ نفر سالم که از نظر سن و وزن با گروه دارای پرونیشن پا همسان باشند به عنوان گروه کنترل به کار گرفته شدند به صورت نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند.

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها به دو گروه کف پای پرونیته شده و سالم استفاده شد (۲۲). از آزمودنی‌ها خواسته شد روی یک صندلی قرار گرفته و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهند. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل تحت قاپی قرار داده شد؛ به طوری که محقق انگشت شست خود را زیر قوزک داخلی قرار می‌داد و فرد به آرامی پا را به داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرار گیرد. در این حالت ابتدا زائده ناوی علامت زده شد و سپس فاصله بین برجستگی ناوی و کف با خط کش اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در وضعیت ایستاده قرار گیرد و به طور مساوی وزن خود را روی دو پا توزیع کند. در این حالت نیز ارتفاع ناوی از کف اندازه‌گیری شد. در صورتی که اختلاف اندازه‌های این دو حالت ۹ تا ۵ میلی‌متر بود، کف پای فرد نرمال و اگر بیشتر از ۱۰ میلی‌متر می‌شد فرد دارای پرونیشن پا بود (۲۲).

بعد از آماده‌سازی دستگاه‌ها و ابزارهای مورد استفاده، هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود که مهم‌ترین آن‌ها تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی انتخاب شده بودند، به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. تمام آزمودنی‌ها را راست پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد و سپس عمل الکتروکاردی با روش SENIAM روی نقاط مدنظر برای ثبت داده‌ها انجام شد. بعد از کامل شدن فرآیند الکتروکاردی از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام بدون و از این طریق محدودیت‌های احتمالی از طریق الکتروکاردی که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد (شکل ۱).

کف پا بستگی دارد و نقش مهمی در حفظ تعادل، اجرای توانایی‌ها و مهارت‌های حرکتی ایفا می‌کند (۶). افراد دارای پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند (۷). پرونیشن پا می‌تواند موجب بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله نیز منجر به درد تاندون آشیل، درد ساق، کشیدگی همسترینگ، کشیدگی کوادریسپس و ... می‌شود (۸)؛ بنابراین کف پای پرونیته شده منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۹)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۱۰)، بروز آسیب‌های اندام تحتانی (۱۰، ۱۱) و تغییر در تحریک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا می‌شود (۱۲) که به طور ثانویه احتمالاً باعث تغییر فعالیت عضلات می‌گردد (۱۳)؛ بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابه‌جایی رانیز تحت تأثیر قرار می‌دهد.

کف پای صاف را نباید فقط مشکل راستای استاتیک مجموعه مچ پا و پا در نظر گرفت، بلکه ممکن است منجر به تغییر عملکرد دینامیک در کل اندام تحتانی شود (۴). هنگام اجرای حرکت برش جانبی کاهش شتاب وجود دارد که این کاهش شتاب به شدت راستای تغییر مسیر که موجب کاهش شتاب در حرکت اولیه برای تغییر مسیر می‌شود، نسبت داده شده است. اگر این کاهش شتاب با ناکارآمدی نیز همراه باشد، احتمال بروز آسیب افزایش می‌یابد (۱۴).

جابه‌جایی مرکز فشار به عنوان شاخص پایداری پوسچرال قامتی اطلاعات مفیدی برای عملکرد پا به دلیل شاخص پیش‌بینی‌کننده تعادل پویا فراهم می‌کند (۱۵). بیشتر مطالعاتی که در ارتباط با پایداری افراد با ناهنجاری پرونیشن پا صورت گرفته در حالت ایستا بوده است (۱۶). کلبی و همکاران بیان کردند که وضعیت ایستاده، سیستم عصبی عضلانی را در فعالیت‌های ورزشی به طور مؤثری به چالش نمی‌کشد. شواهد حاکی از آن است که در زمان وقوع ناهنجاری اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات سمت تقعر کوتاه و عضلات سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۲، ۱۸) در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد نرمال تغییر کند (۱۷). در این حالت عضلات دیگر جهت جبران این اختلال، فعالیت‌های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی انجام می‌دهند، بنابراین کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر بدن و تعادل تأثیر می‌گذارد (۱۰، ۱۸). با توجه به اینکه اکثر تحقیقات گذشته تعادل ایستا (۱۶) و فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت راه رفتن (۲۰، ۲۱) را مورد بررسی قرار دادند، بنابراین در این تحقیق تأثیر ناهنجاری پرونیشن پا بر کنترل پاسچر بدن و فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت برش جانبی مورد بررسی قرار گرفت.

در آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی (MVC) و حرکت برش جانبی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (مدل MEI، ساخت کشور انگلیس) که با دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان شده بود، صورت گرفت. این دستگاه شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد. واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد ۸ کاناله بوده و پهنای باند هر کانال ۱۰۰۰ هرتز می‌باشد و قابلیت ارسال امواج به‌وسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده که حساسیت آن کمتر از ۱ میکروولت می‌باشد را دارد. برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از روش باترورث میان‌گذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز با نرم‌افزار متلب استفاده شد. برای نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی از آزمون MVC و برای نرمال‌سازی داده‌های تغییرات مرکز جرم به فشار از طول و عرض کف پا استفاده شد. از نرم‌افزار متلب برای تجزیه داده‌ها، آزمون شاپیروویلیک برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، آزمون لون برای بررسی تجانس واریانس و برای مقایسه گروه‌ها از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیره (MANOVA) ($p \leq 0.05$) استفاده شد.



شکل ۱. انجام حرکت برش جانبی

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد و ویژگی عمومی شرکت‌کنندگان شامل سن، قد، وزن و افت ناوی آن‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود گروه‌های مختلف آزموده شده از نظر متغیرهای سن، قد و وزن همگن هستند. همچنین میانگین افت ناوی در گروه نرمال هفت میلی‌متر است که در دامنه طبیعی (۵-۹ میلی‌متر) قرار دارد و میانگین افت ناوی در گروه کف پای پرونیته شده نیز ۱۱ میلی‌متر می‌باشد و چون بیشتر از ۱۰ میلی‌متر است، جزء کف پای پرونیته شده محسوب می‌شوند (۲۲).

با توجه به نرمال بودن داده و همچنین همگنی واریانس از آزمون آماری واریانس چند متغیره (MANOVA) برای مقایسه گروه‌ها استفاده شد. نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیره در جدول ۲ آورده شده است و نتایج

برای انجام حرکت برش جانبی، ابتدا زاویه ۴۵ درجه روی صفحه نیرو (مدل برتک، ساخت کشور آمریکا) مشخص شد. سپس آزمودنی‌ها مسیر ۷ متر را با سرعت ۴/۵ تا ۷ متر بر ثانیه دویده و پای برتر خود را روی صفحه نیرو گذاشته و حرکت برش جانبی را در زاویه ۴۵ (۳۵ تا ۵۵) درجه انجام دادند. تغییرات مرکز جرم به فشار بدن در جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی با استفاده از فرمول پاندول معکوس وینتر محاسبه شد (۲۳). در این فرمول گشتاور اینرسی حول مفصل مچ پا (H) قد فرد و m جرم بدن، COM شتاب مرکز جرم (در دو جهت داخلی - خارجی و قدامی - خلفی)، W وزن فرد و h قد فرد است (۲۴). از آنجاکه مرکز فشار و مرکز جرم کاملاً مستقل از هم اندازه‌گیری می‌شوند، همبستگی معادله (COP-COM) با معیار سنجش اعتبار این مدل ساده شده است (۲۴). متوسط همبستگی در جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی ۰/۹۴ - گزارش شده است (۲۴). ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی

جدول ۱.

میانگین و انحراف استاندارد مربوط به سن، قد، وزن و افت ناوی آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	جرم (کیلوگرم)	افت ناوی (میلی‌متر)
نرمال	۲۴/۴±۱/۶۸	۱۷۹/۳±۶/۶۷	۷۸/۱۳±۸/۶۳	۷/۲±۱/۹۴
پرونیشن پا	۲۵/۲±۱/۹۳	۱۷۷/۷±۶/۴۶	۷۶/۵±۹/۲۵	۱۱/۷±۱/۱۶

جدول ۲.

نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیره

MANOVA	مقدار	F	Sig	برابری واریانس ها (sig)
آماره پیلایی	۰/۵۷۱	۵/۱۰	۰/۰۰۲	۰/۳۴۵
ویلکس لامودا ویلکس	۰/۴۲۹	۵/۱۰	۰/۰۰۲	۰/۳۴۵
آماره هلتینگ	۱/۳۳۱	۵/۱۰	۰/۰۰۲	۰/۳۴۵
بزرگترین ریشه روی	۱/۳۳۱	۵/۱۰	۰/۰۰۲	۰/۳۴۵

جدول ۳.

نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره مربوط به تغییرات مرکز جرم به فشار

عضلات	df	میانگین مجذورات	F	Sig	لون (sig)
تغییرات مرکز جرم به مرکز فشار (com-cop)	۱	۰/۴۳۲	۲/۰۹	۰/۱۵	۰/۰۷
	۲۸	۰/۲۰۷			
مقایسه	۱	۱/۱۶۰	۵/۷۹	۰/۰۲	۰/۷۹
	۲۸	۰/۲۰۰			

جدول ۴.

نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره مربوط به فعالیت عضلات (فعالیت /mvc فعالیت rms)

عضلات	df	میانگین مجذورات	F	Sig	لون (sig)
دوقلو داخلی	۱	۳۶/۳۰	۱/۰۸	۰/۳۰۷	۰/۱۵
	۲۸	۳۳/۴۶			
نعلی	۱	۲۶/۱۳	۱/۶۵	۰/۲۰۸	۰/۴۸
	۲۸	۱۵/۷۵			
درشتنی قدامی	۱	۲۶۴/۰۳	۱۴/۲۵	۰/۰۰۱	۰/۷۱
	۲۸	۱۸/۵۲			
نازکنی طویل	۱	۴۱۰/۷۰	۱۰/۲۳	۰/۰۰۳	۰/۹۲
	۲۸	۴۰/۱۳			

جانبی در عضلات دوقلو داخلی ($p=0/30$) و نعلی ($p=0/20$) اختلاف معنی داری وجود ندارد اما در عضلات درشتنی قدامی ($p=0/001$) و نازکنی طویل ($p=0/003$) تفاوت معنی داری وجود دارد

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر ناهنجاری پرونیشن پا بر کنترل پاسچر بدن و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب میچ طی حرکت برش جانبی بود. همان طور که نتایج نشان داد اختلاف معنی داری در تغییرات مرکز جرم به فشار در راستای قدامی-خلفی مشاهده نشد اما در راستای داخلی-

نشان می دهد که اختلاف معنی داری بین گروه ها وجود دارد ($p=0/002$). نتایج تحلیل واریانس چند متغیره مربوط به متغیر تغییرات مرکز جرم به فشار در جدول ۳ آورده شده است. همان طور که مشاهده می شود اختلاف معنی داری در متغیر تغییرات مرکز جرم به مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی طی حرکت برش جانبی بین افراد دارای پرونیشن پا و سالم وجود ندارد ($p=0/15$) اما در راستای داخلی-خارجی این اختلاف معنی دار بود ($p=0/02$).

همچنین نتایج آماری مربوط به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب میچ پا بین دو گروه پرونیشن پا و سالم در جدول ۴ نشان می دهد که در متغیر فعالیت الکتریکی عضله بین گروه پرونیشن پا و سالم طی حرکت برش

(نوجوانان) و تعداد آزمودنی‌ها (استفاده از ۸ آزمودنی) دانست (۲۱)، (۲۶). همچنین Khodaveisi و همکاران گزارش کردند که فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلو داخلی در افراد دارای پرونیشن پا به‌طور معناداری بیشتر از افراد دارای سوپینیشن و نرمال است و فعالیت عضله نازکنی طویل در افراد دارای پرونیشن پا کمتر از دو گروه دیگر است (۲۰). شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی -عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های فعالیت سمت تحدب کشیده می‌شوند (۲۷)، (۲۸). در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت افراد طبیعی تغییر می‌کند که این امر با نتایج حاصله در این تحقیق نیز مطابقت داشت به‌طوری‌که 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 و نعلی در دو گروه معناداری مشاهده نشد. به نظر می‌رسد نقش پلاتنارفلکسورها در طول دویدن، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نی 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.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر به نظر می‌رسد پای پرونیته شده عاملی اثرگذار بر بیومکانیک برش جانبی می‌باشد به‌طوری‌که باعث تغییر کنترل پاسچر بدن در راستای داخلی-خارجی و همچنین تغییر فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و نازکنی طویل می‌شود. با توجه به تغییر کنترل پاسچر بدن در راستای داخلی-خارجی و فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و نازکنی طویل در افراد دارای پرونیشن پا به نظر می‌رسد ترکیب حرکت برش جانبی با ناهنجاری اندام تحتانی خصوصاً در مچ پا می‌تواند فرد را مستعد آسیب نماید. نتایج این تحقیق بر لزوم بررسی دقیق و جامع وضعیت غیرطبیعی پا بر عملکرد اندام تحتانی طی حرکت برش جانبی برای طراحی برنامه تمرینی مناسب تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

به این وسیله از تمام مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه

خارجی اختلاف معنی‌داری بین گروه‌ها مشاهده شد. در پژوهشی که دی کک و همکاران بر روی افراد دارای کف پای صاف در راه رفتن انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که جابه‌جایی مرکز فشار، ارتباط معنی‌داری با قوس داخلی پا دارد (۲۵)؛ که دلیل ناهمخوان بودن این تحقیق به‌استفاده از تغییرات مرکز فشار به‌جای تغییرات مرکز فشار-جرم برمی‌گردد. همچنین در تحقیقی که کیس و همکاران بر روی افراد دارای کف پای صاف و در حرکت تعادل تک‌پا انجام دادند، بیان کردند که میزان نوسانات مرکز فشار در هر دو جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در افراد دارای کف پای صاف بیشتر از افراد نرمال می‌باشد (۱۶) که راستای داخلی-خارجی این تحقیق با تحقیق حاضر همخوان می‌باشد. علت ایجاد کف پای صاف منعطف، ضعف عضلات نگه‌دارنده قوس داخلی یا بخصوص عضله درشت‌نی خلفی است. این عضله از زیر لیگامنت کالکانونائوویکولار عبور می‌کند. این لیگامنت در پا نقش اساسی دارد، به‌طوری‌که در رأس قوس طولی قرار دارد و کلید آن به‌شمار می‌رود. وزن بدن توسط سر قاپ به این لیگامنت منتقل شده و از آنجا نیروها به طرف جلو (سر استخوان متاتارس) و به طرف عقب (پاشنه) تقسیم می‌گردند. همان‌طور که اشاره شد عضله درشت‌نی خلفی از زیر این لیگامنت عبور می‌کند و تا حدودی به آن کمک کرده و از سنگینی کارش می‌کاهد. به هر اندازه‌ای که عضله درشت‌نی خلفی دچار ضعف شود، به همان اندازه هنگامی که پاهای زیر نیروی وزن قرار می‌گیرند لیگامنت کالکانونائوویکولار کشیده می‌شود و به علت شل شدن نمی‌تواند سر استخوان تالوس را حمایت کند. در نتیجه استخوان‌های وابسته به این لیگامنت کمی دچار جابجایی و توزیع نیرو از حالت عادی خارج شده و سازوکار ثبات کنترل پاسچر در راستای داخلی-خارجی دچار اختلال می‌گردد.

در رابطه با فعالیت عضلات نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری در عضلات دوقلو داخلی و نعلی در حرکت برش جانبی بین گروه سالم و پرونیشن پا وجود ندارد اما در عضلات درشت‌نی قدامی و نازکنی طویل بین گروه سالم و پرونیشن پا اختلاف معنی‌داری وجود دارد. هونت و همکاران در تحقیقی با عنوان مکانیک و کنترل در افراد کف پای صاف و نرمال به این نتیجه رسیدند که فعالیت عضلات دوقلو داخلی، دوقلو خارجی، نعلی، درشت‌نی قدامی و نازکنی طویل بین گروه کف پای صاف و نرمال دارای تفاوت معنی‌داری است (۱۲). نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Wang و همکاران و Beinabaji و همکاران ناهمخوان بود که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیقات آن‌ها با نتایج تحقیقات حاضر را می‌توان ناشی از تفاوت در جنسیت (آزمودنی‌های زن)، سن آزمودنی‌ها

پایان‌نامه دوره کارشناسی ارشد در دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد.

خوارزمی و تمام آزمودنی‌های شرکت‌کننده که کمال همکاری را برای انجام این تحقیق داشته‌اند، تقدیر و تشکر می‌کنم. این مقاله برگرفته از

References

- Bahr, R, & Krosshaug, T. "Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport". *British journal of sports medicine*.2005;39(6):324-9.
- Franco AH. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Phys Ther*.1987;67(5):688-94.
- Razeghi M, Batt M. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*.2002;15(3):282-91.
- Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Pediatric Orthopaedics*.2001;21(3):378-82.
- Schoenecker P, Rich M. The lower extremity, (Ed. 6), Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins; 2006;65(1):56-412
- Videmšek M, Klopčič P, Štihec J, Karpljuk D. The analysis of the arch of the foot in three-year-old children—a case of Ljubljana. *Kinesiology*.2006;38(1):78-85.
- Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and Ankle Clinics*.2003;8(3):419-30.
- Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *Foot and Ankle Surgery*.2005;44(2):113-78.
- Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*.2005;60(12):1546-52.
- Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*.2001;16(4):341-7.
- Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Sports Physical Therapy*.1991;14(2):361-70.
- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*.2004;19(4):391-7.
- Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Athletic Training*.2005;40(1):41.
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.2001;33(7):1176-81.
- Sung PS. The ground reaction force thresholds for detecting postural stability in participants with and without flat foot. *Bio-mechanics*.2015;49(1):60-5.
- Kim J-a, Lim O-b, Yi C-h. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait & Posture*.2015;41(2):546-50.
- Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR, Malone TR, Colby SM, et al. Author Response. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.1999;29(8):444-54.
- Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking. *Anat Rec*.1968;161(3):1-15.
- Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopedics Research*.2003;21(6):1131-7.
- Khodaveisi H, Sadeghi H, Memar R, Anbarian M. Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts Medicina De l'Esport*.2016;19(6):262-8.
- 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;1(1):1328-41.
- Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. *Foot & Ankle International*.1978;7(5):285-9.
- Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of biomechanics*.2004;37(9):1421-6.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
- De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait & Posture*.2008;27(4): 669-75.
- 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(1):29-35.

27. 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.

28. Mosavi S.K, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. The comparison of leg muscles electromyography during gait in pes cavus and planus men aged 20-28 years. *Kurd Uni Med Sci*.2015;20(1):71-79.

The Effect of Foot Pronation on Postural Control of Body and Electrical Activity of Selected Ankle Muscles during V-Cut Motion

Zahed Mantashloo^{1*},
Heydar Sadeghi¹,
Mehdi Khaleghi Tazji¹

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

* Corresponding author:
Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: 09377489637
Email: mantashloozahed@yahoo.com

Abstract

Received: May 25, 2017 Accepted: Oct. 8, 2017

Objective: Due to the disruption of the body's natural posture because of the loss of medial arch of the foot in people with foot pronation, which may change postural control of body and electrical activity of muscles during the v-cut movement, the aim of this study was to study the effect of foot pronation deformity on postural control of body and electrical activity of the ankle muscles during v-cut motion.

Methods: In this semi-experimental study, from male students of Physical Education and Sports Sciences in Kharazmi University, 15 people with pronated foot deformity and 15 normal people participated as subjects in this study. Force plate was used to measure postural control of the body. Surface electromyography signals were recorded in v-cut test using Electromyography synchronized with the force plate was run. To analyze data MATLAB software was used and to compare two groups MANOVA was performed.

Results: Statistical results indicated that there was a statistically significant difference in medial- lateral direction of differences in the center of mass and center of pressure between the foot pronation (pronated) and in the normal groups during v-cut movement. However, there was not any statistically significant difference in the anterior-posterior direction between the two groups in the center of mass and center of pressure ($p > .05$). In variable of electrical muscular activity (rms activity/mvc activity) during v-cut movement in medial Gastrocnemius and Soleus muscles, a statistically significant difference was not observed between normal and pronated foot groups ($p > .05$), but there was statistically significant difference in anterior Tibialis and Peroneus Longus muscles between the two group ($p < .05$).

Conclusion: Based on the obtained results it seems that foot pronation can be regarded as a factor affecting the biomechanics of v-cut by changing postural control of body in medial-lateral direction and electrical activity of anterior Tibialis and anterior Peroneus Longus muscles during v-cut movement.

Keywords: Pronation, Postural control, Electrical activity, V-cut motion, Men

دکتر مهدی خالقی تازجی، فارغ‌التحصیل دکتری بیومکانیک ورزشی از دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۳ می‌باشند. ایشان استادیار دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشند. انتشار ۱۲ مقاله علمی پژوهشی، چندین مقاله همایشی ملی و بین‌المللی و چندین استاد راهنما و مشاور، از جمله فعالیت‌های آموزشی ایشان می‌باشد.



آقای زاهد منتشلو، فارغ‌التحصیل بیومکانیک ورزشی در مقطع کارشناسی ارشد از دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۵، دارای یک مقاله علمی پژوهشی، سه مقاله ارائه شده در کنفرانس ملی و یک مقاله ارائه شده در کنفرانس بین‌المللی، رتبه یک کنکور کارشناسی ارشد و چندین کارت مربیگری، سابقه مربیگری و داوری در رشته‌های مختلف ورزشی.



پروفسور حیدر صادقی فارغ‌التحصیل پسا (فوق) دکتری توان‌بخشی (گرایش بیومکانیک و توان‌بخشی) در سال ۱۳۸۰ از دانشکده پزشکی دانشگاه مونترال کانادا می‌باشند. ایشان استاد تمام دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشند. انتشار ۷۰ مقاله در مجلات معتبر



خارجی، انتشار ۱۱۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی، تألیف یا تصنیف ۹ کتاب، ترجمه ۱۶ کتاب تخصصی، ۲۰ طرح پژوهشی کاربردی، استاد راهنمای (۱۰ راهنمایی دکتری، ۶۰ راهنمایی کارشناسی ارشد)، استاد مشاور (۳ مشاوره دکتری، ۱۱ مشاوره کارشناسی ارشد)، تجدید چاپ همراه با تجدید نظر اساسی ۶ کتاب، بررسی و نقد و یا تصحیح ۴ کتاب، ۷ نوآوری علمی معتبر، ارائه ۲۹۵ مقاله در مجامع علمی ملی و بین‌المللی، از جمله فعالیت‌های آموزشی ایشان می‌باشد.