بررسی و مقایسه اثرات بالشتک حمایتی قوس داخلی و گوه‌های پاشنه و پنجه‌پا بر تغییر میزان نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیزم زانو در فاز ایستایی راه‌رفتن در دختران ۲۵-۱۹ سال دارای کف پای صاف

*محسن رازقی[۱]، سمانه ابراهیمی[۲]، فرزانه یزدانی[۳]، علی قنبری[۱]

چکیده

هدف: صافی کف پا یکی از اختلالات شایع است که می‌تواند به علت وجود ارتباط بیومکانیکی بین پا و بخش‌های دیگر اندام تحتانی، موجب بروز مشکلاتی در دیگر قسمت‌های اندام تحتانی به خصوص زانو گردد. این تحقیق با هدف مقایسه میزان نیروی وارد بر مکانیزم اکستانسوری زانو در دختران دارای کف پای صاف پس از پوشیدن سه نوع مختلف ارتز (بالشتک حمایتی قوس داخلی، بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه داخلی پاشنه، بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی پنجه) صورت گرفت.

روش بررسی: در این مطالعه شبه تجربی، ۱۰ دانشجوی دختر ۲۵-۱۹ سال دارای کف پای صاف انعطاف‌پذیر به روش نمونه‌گیری در دسترس و بوسیله تست فیس‌لاین انتخاب شدند و پس از پوشیدن هر کدام از انواع ارتزها، نشان‌گرهای منعکس کننده نور بر روی نقاط آناتومیکی مشخص روی پوست فرد چسبانده شد.

داده‌های کینماتیک و کینتیکی آنها در حین راه‌رفتن توسط سیستم آنالیز حرکت شش دوربینه و صفحه ثبت نیرو ثبت گردیده و مورد بررسی قرار گرفت. برای تحلیل داده‌ها از آزمون آماری ویلکاکسون استفاده شد.

یافته‌ها: میانگین نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیسم زانو توسط بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی کاهش معناداری یافت (P=۰/۰۰۵)، اما با استفاده از دو ارتز دیگر تغییر آماری معناداری به وجود نیامد.

نتیجه‌گیری: طبق نتایج این مطالعه، بالشتک حمایتی داخلی به همراه گوه خارجی قادر است بیومکانیک تغییریافته پا در اثر پروناسیون بیش از حد مفصل ساب تالار را نسبت به دو ارتز دیگر بیشتر تصحیح کند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از این ارتز ممکن است در طولانی مدت بتواند با تصحیح راستای نیروها و بازگرداندن پا به ساختار طبیعی، استرس اعمال شده بر بافت‌های ناحیه جلوی زانو را کاهش داده و از عوارض پروناسیون بیش از حد بکاهد.

کلیدواژه‌ها: مکانیسم اکستانسوری زانو، پروناسیون بیش از حد، ارتزهای داخل کفش

۱ـ دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم‌پزشکی شیراز، شیراز، ایران
۲ـ کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشجوی دکترای فیزیوتراپی دانشگاه علوم‌پزشکی شیراز، شیراز، ایران
۳ـ کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم‌پزشکی شیراز، شیراز، ایران

دریافت مقاله: ۸۸/۱۰/۸
پذیرش مقاله: ۹۰/۱۰/۲۰

* آدرس نویسنده مسئول:
شیراز، خیابان ابیوردی اول، دانشکده علوم توانبخشی.
* تلفن: ۰۷۱۱-۶۲۶۱۰۸۱
* رایانامه:
razeghm@sums.ac.ir

مقدمه

راه‌رفتن یکی از وظایف اصلی و عمده اندام تحتانی است که در این رابطه، زانو به عنوان مفصلی که نقش رابط بین قسمت‌های بالاتر و پایین‌تر از خود را دارد و پا نیز به عنوان اساس و تکیه‌گاه اندام تحتانی نقش عملکردی بسیار مهمی دارند (۱). در واقع در زمان راه‌رفتن حرکات مفصل ساب‌تالار[1] به پا اجازه می‌دهد تا حالات مختلف را به خود بگیرد و خود را با سطوح ناصاف تطابق دهد (۲). از آنجا که دستگاه اسکلتی عضلانی بدن مجموعه‌ای به هم پیوسته است، هرگونه تغییر در هر بخش از آن می‌تواند بر سایر قسمت‌های دیگر اثر گذاشته و موجب بروز درد و اختلالات دیگر گردد (۱). صافی کف پا[2] یکی از این اختلالات بسیار شایع است که به علت ارتباط بیومکانیکی بین پا و بخش‌های دیگر اندام تحتانی می‌تواند موجب بروز مشکلاتی در دیگر قسمت‌های اندام تحتانی به خصوص زانو گردد (۳،۴). از مشهودترین مشکلات پا، پروناسیون[3] بیش از حد در مفصل ساب‌تالار است که در بین جمعیت‌های مختلف شیوع قابل توجهی دارد (۵،۶). کریوکاس در مطالعه‌ای که بر روی عوامل آناتومیکی مرتبط با آسیب‌های ورزشی انجام داد گزارش کرد که یکی از شایع‌ترین ساختارهای غیرطبیعی پا، والگوس در ناحیه عقبی پا است که موجب بروز بسیاری از آسیب‌ها در زمان ورزش می‌شود (۷).

پروناسیون بیش از حد در مفصل ساب‌تالار به علت ارتباط بیومکانیکی بین پا و دیگر قسمت‌های اندام تحتانی، می‌تواند اختلالات و مشکلات بالینی زیادی را در سایر قسمت‌های اندام تحتانی خصوصاً زانو ایجاد کند. در صافی کف پا به علت چرخش پا به سمت داخل، سطح تماس داخل پا با زمین افزایش می‌یابد. در نتیجه مسیر عبور قسمت بیشتری از نیروی وزن بدن می‌گردد. همین مسئله تعادل نیروها را برهم‌زده و سبب مشکلات بسیاری در ناحیه پا و مفاصل بالاتر می‌گردد (۸،۹).

از آنجا که در این مشکل، مفصل ساب تالار در پروناسیون قرار می‌گیرد، در زمان برخورد پاشنه با زمین، مفصل مذکور در انتهای دامنه حرکتی خود قرار گرفته، در نتیجه توانایی آن برای کاهش یا جذب ضربه وارد شده تغییر می‌یابد (۱۰). در حالت طبیعی، بلافاصله بعد از برخورد پاشنه با زمین و سوپیناسیون[4] کوتاه اولیه، مفصل ساب‌تالار شروع به پروناسیون می‌کند اما اگر این پروناسیون طولانی شود، چرخش داخلی درشت نی هم باقی می‌ماند و یک اختلال بیومکانیکی در زانو ایجاد می‌گردد (۱۱،۱۲). خمیس و ویژار (۲۰۰۷) در مطالعه‌ای تأثیر پروناسیون پا را بر راستای لگن در حالت ایستاده در ۳۵ نفر سنجیدند. نتایج حاکی از افزایش چرخش داخلی ساق پا، ران و نیز چرخش قدامی لگن بود. هم‌چنین آنها عنوان کردند که در تمام افرادی که با کمردرد یا درد ناحیه لگن مراجعه می‌کنند حتماً باید از نظر راستای پا بررسی گردند (۲). دلو (۲۰۰۴) نیز نشان داد که پروناسیون طولانی موجب افزایش چرخش داخلی اتخوان درشت نی و ران می‌شود و در نتیجه باعث به هم خوردن راستای نرمال مفصل کشککی رانی و درد جلو زانو می‌گردد (۱۱). مطالعات نشان داده‌اند علائم ایجاد شده در زمان کاهش قوس طبیعی کف پا، در نتیجه افزایش استرس بر روی بافت‌های مختلف است. بنابراین هدف از درمان صحیح می‌بایست کاهش هدفمند استرس غیرطبیعی بافت‌های هدف باشد (۱۲،۱۳،۱۴)؛ پس قبل از هر درمانی باید بافت‌های هدف مشخص گردند.

نیگ (۱۹۹۳) در مطالعات خود عنوان نمود که افزایش نیروی وارد بر اکستانسور مکانیسم و یا افزایش بیش از حد فلکسیون زانو، می‌تواند نیروی کششی را به میزان زیادی افزایش داده و مشکل را به خصوص در ناحیه زانو شدیدتر نماید (۱۵). همچنین چون گشتاور اکستانسوری زانو به طور اولیه و عمده توسط نیروی عضله چهار سر رانی ایجاد می‌شود، هرچه گشتاور بیشتر گردد (در زمان راه رفتن) علاوه بر اعمال استرس بیش از حد بر روی خود عضله و در نتیجه مفصل زانو و پاتلوفمورال، می‌تواند نیروی بیشتری نیز بر روی لیگامان صلیبی قدامی وارد کند (۱۶)؛ بنابراین لزوم تصحیح بیومکانیک غیرطبیعی اندام تحتانی در افراد دارای کف پای صاف، به روشنی رخ می‌نماید. یکی از درمان‌های معمول برای کنترل پروناسیون بیش از حد استفاده از ارتزهاست که خود انواع مختلفی دارند. ارتزها درمان موفقیت‌آمیزی برای آسیب‌های اندام تحتانی هستند، درصد موفقیت درمان آنها تا ۷۵٪ گزارش شده است (۱۹-۱۷).

براساس مطالعات اخیر، طراحی ارتزها باید به گونه‌ای انجام شود که قوس داخلی پا را تثبیت نموده و در عین حال نیروها را از طریق ناحیه خارجی پا عبور دهد (۲۰). اصولا یکی از مفاهیم اصلی در درمان کف پای صاف این است که تقویت قوس داخلی و متعادل‌کردن نیروهای وارده بر قوس می‌تواند باعث بهبود عملکرد شود. (۲۱) ایمهاوزر در سال ۲۰۰۲ همین مطلب را به این صورت بیان می‌کند که درمان کف پای صاف حداقل باید شامل بازیابی نسبی قوس و تثبیت بخش پشتی پا باشد؛ همچنین عنوان می‌کند که بدشکلی کف پای صاف انعطاف‌پذیر باعث انتقال الگوی توزیع فشار کف پایی به سمت داخل می‌شود (۲۲)؛ لذا ارتزها باید بتوانند به بازیابی نسبی قوس داخلی و تثبیت بخش پشتی پا کمک کنند.

1- Subtalar 2- Flat Foot 3- Pronation 4- Supination

تأثیر ارتزها بر کنترل حرکات قسمت عقبی پا تأیید شده است (۲۳،۲۴) اما چگونگی تأثیر آنها بر نیروهای وارد بر مکانیسم اکستانسوری زانو به علل مختلف از جمله پیچیدگی کار و نیاز به سیستم پیشرفته آنالیز حرکت انجام نگرفته است. بنابراین هدف از انجام این مطالعه بررسی تأثیر ارتزهای پا بر تغییر میزان نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیزم زانو در فاز ایستایی راه‌رفتن در افراد دارای کف پای صاف است تا بتوان با توجه به نتایج به دست‌آمده درمان صحیح و مناسبی را از لحاظ تجویز ارتزهای مناسب جهت اصلاح ساختار پا و تصحیح بیومکانیک غیرطبیعی اندام تحتانی به بیماران مربوطه ارائه داد.

روش بررسی

پژوهش حاضر، مطالعه‌ای است شبه‌تجربی که در آن نمونه‌گیری به روش در دسترس از میان دانشجویان دختر دانشگاه علوم‌پزشکی شیراز که در محدوده سنی ۲۵-۱۹ سال قرار داشتند انجام گرفت. افراد تحت مطالعه ۱۰ دانشجوی دختر دارای پروناسیون بیش از حد مفصل ساب‌تالار (کف پای صاف انعطاف‌پذیر) بودند.

به‌منظور حذف متغیرهای تأثیرگذار چنانچه نمونه‌ها دارای خصوصیاتی از قبیل سابقه وجود بیماری‌های نورولوژیک یا بیماری‌های سیستم اعصاب مرکزی، وجود هرگونه بدشکلی ساختاری یا عملکردی در اندام تحتانی، وجود هرگونه درد مزمن ناشی از اشکالات ساختاری یا عملکردی در مفاصل اندام تحتانی، سابقه جراحی‌های استخوانی، آسیب لیگامان و منیسک در اندام تحتانی و ابتلا به دیابت، روماتیسم مفصلی و هرگونه اختلال حسی مانند نوروپاتی بودند از مطالعه کنار گذاشته می‌شدند.

به‌منظور اندازه‌گیری میزان پروناسیون مفصل ساب‌تالار جهت تأیید ورود افراد به مطالعه از روش محاسبه Feiss Line استفاده گردید. در این روش، ابتدا بیمار در حالت نشسته قرار می‌گرفت و در حالی که زانو صاف بود خطی از قوزک داخلی پا به قاعده اولین مفصل مفصل بین متاتارس و انگشت وصل کرده و وضعیت برجستگی روی استخوان ناوی نسبت به آن خط بررسی می‌گردید. در مرحله بعد فرد در حالت ایستاده قرار گرفته و بررسی تکرار می‌شد. اگر در حالت تحمل وزن وضعیت توبرکل زیر خط، ولی در حالت عدم تحمل وزن روی خط می‌بود کف پای صاف انعطاف‌پذیر نامیده می‌شد (۵).

پس از تکمیل پرسشنامه توسط پژوهشگر (شامل سن، قد، وزن، وضعیت قوس کف پایی) و تکمیل رضایت‌نامه کتبی توسط شرکت‌کننده، به‌منظور تعیین وضعیت و جهت‌گیری فضایی استخوان‌ها و مفاصل مورد بررسی بدن، نشان گرهای منعکس‌کننده نور با قطر ۱۹ میلیمتر به‌صورت زیر بر روی پوست فرد وصل شدند:

- بالاترین قسمت استخوان لگن (بالای ستیغ ایلیوم)، راست و چپ
- خار خاصره‌ای قدامی بالایی، راست و چپ
- خار خاصره‌ای خلفی بالایی، راست و چپ
- مرکز برجستگی بزرگ استخوان ران یا تروکانتر بزرگ، راست و چپ
- دو طرف خط مفصلی زانو، راست (برجستگی‌های تحتانی داخلی و خارجی استخوان ران)
- قوزک‌های داخلی و خارجی، راست
- قاعده و سر متاتارس پنجم، راست
- سر متاتارس اول، راست
- برجسته‌ترین قسمت ناحیه پشت پاشنه، راست
- نشان گرهای دسته‌ای (۱ صفحه مخصوص که ۴ نشانگر در ۴ گوشه آن قرارگرفته) در یک سوم پایینی و خارج ساق پا، و یک دوم خارجی ران

لازم به ذکر است که مارکرها در زمان تحمل وزن (ایستاده) روی بدن فرد چسبانده می‌شدند تا اختلاف موقعیت مارکر بر روی پوست در زمان استاتیک و دینامیک به کمترین مقدار برسد. به منظور جمع‌آوری داده‌ها، ابتدا سیستم مورد نظر توسط دو ساختار فلزی T و L مانند مورد کالیبراسیون واقع می‌شد. این کار با چرخاندن ساختار T مانند که در دو انتهای میله عرضی آن دو مارکر قرار داشت در فضای بالای ساختار L مانند که در محل مشخصی از آزمایشگاه قرار می‌گرفت و ۵ مارکر در نقاط مشخصی از آن قرار داشتند، انجام می‌شد. در واقع با این کار محورهای مختصات آزمایشگاه و نقطه صفر آن تعریف می‌گردید.

سپس از فرد خواسته می‌شد در حالی که مارکرها به وی وصل است به صورت ثابت و در وضعیتی طبیعی بر روی صفحه نیرو بایستد (فرد مورد نظر کفی ساده پوشیده بود). در این حالت یک تست اولیه استاندارد به عنوان مرجع گرفته می‌شد (۳ ثانیه معادل با ۳۶۰ فریم). پس از آن از نمونه‌ها خواسته می‌شد که در مسیر مشخص‌شده آزمایشگاه با سرعت دلخواه راه بروند و در تمام مدت‌زمان راه‌رفتن به نقطه ثابتی که بر روی دیوار مشخص‌شده نگاه کنند تا در روند طبیعی حرکت تغییری رخ ندهد. از هر فرد ۳ تست دینامیک موفق ثبت می‌گردید (در محاسبات از میانگین استفاده می‌شد). معیار پذیرش یک تست به‌عنوان تست موفق برخورد کل کف پای غالب فرد (پای راست) بر روی صفحه نیرو بود. لازم به ذکر است که چون فرد صفحه نیرو را نمی‌دید بنابراین بسیار محتمل بود که کل پا بر روی آن فرود نیاید پس گاهی ممکن بود تست چندین مرتبه تکرار گردد (یعنی بیشتر از ۳ بار).

در مرحله بعد و پس از پوشیدن هر کدام از ارتزها (بالشتک حمایتی

قوس داخلی با ارتفاع ۱۸ میلی متر، بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه داخلی پاشنه با ارتفاع ۵ میلی‌متر، بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی پنجه با ارتفاع ۵ میلی‌متر) نیز، برای هر ارتز ۳ تست داینامیک موفق از فرد گرفته می‌شد. پس از اتمام تست، مارکرها توسط نرم‌افزار Qualisys نام‌گذاری می‌شدند. در مرحله بعد داده‌های استاتیک هر فرد به همراه سه تست دینامیک آن به نرم‌افزار آنالیز حرکت V۳D فرستاده می‌شد و در آنجا مدل‌سازی انجام‌می‌گرفت (سگمان‌های ران، ساق، پا، لگن و مفاصل بین آنها مدل‌سازی گردید).

در مرحله بعد با کمک نرم‌افزار آنالیز، میانگین زاویه زانو در صفحه ساژیتال و نیروی عکس‌العمل زمین در فاز تماس راه‌رفتن برای هر تست محاسبه می‌شد و پس از آن با استفاده از فرمول زیر بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم بدست می‌آمد:

فرمول ۱: $b = ۰/۰۳۶۷x + ۳$

b: بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم برحسب سانتی‌متر، x: زاویه فلکسیون زانو برحسب درجه (۲۵).

سپس با استفاده از روش محاسباتی دینامیک معکوس گشتاور خارجی اعمال‌شده بر مفصل زانو محاسبه شد و در مرحله آخر نیز با استفاده از فرمول ۲ نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیسم زانو (E) محاسبه گردید.

فرمول ۲: $Wa=Eb$

W: نیروی عکس‌العمل زمین، E: نیروی اکستانسور مکانیسم، a: بازوی گشتاوری نیروی عکس‌العمل زمین، b: بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم (۲۵).

از آنجاکه در تمام الگوریتم‌های تعریف‌شده برای گشتاور در این نرم‌افزار، شتاب نیز محاسبه شده است در نتیجه نیازی به اعمال شتاب به طور جداگانه در فرمول نبود. همچنین لازم به ذکر است که تمام داده‌های کینتیک و کینماتیک قبل از انجام محاسبات توسط فیلتر پایین گذر Butterworth (مرتبه چهارم)، فیلتر می‌شدند. فرکانس قطع در مورد داده‌های کینماتیک، ۶ و در مورد داده‌های کینتیک ۱۵ انتخاب شد. تمام داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین به وزن بدن فرد تقسیم گردید تا در همه موارد قابل مقایسه باشد. و نهایتاً اینکه تمام محاسبات با توجه به اعمال قانون نیوتن ـ اویلر و ترتیب X-Y-Z در مورد محورهای مختصات اندام‌ها و مفاصل انجام گردید.

پس از جمع‌آوری اطلاعات، داده‌ها وارد نرم‌افزار آماری SPSS ویرایش ۱۵ شدند و تجزیه و تحلیل‌های لازم با استفاده از آزمون ویلکاکسون صورت پذیرفت.

یافته‌ها

به‌منظور بررسی نتایج این پژوهش، اطلاعات به دست آمده از ۱۰ فرد مبتلا به صافی کف پا ثبت گردید. افراد شرکت‌کننده همگی مؤنث بودند. میانگین سن ۱/۶±۲۱/۹۰ سال، میانگین قد ۳/۶ ±۱۵۹ سانتی‌متر و میانگین وزن آنها ۶/۳ ±۵۶/۹۰ کیلوگرم بود. طبق جدول ۱، بالشتک حمایتی قوس داخلی به تنهایی، و بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه داخلی تفاوت معناداری در میانگین زاویه زانو در صفحه ساژیتال ایجاد نکردند، اما بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه خارجی میانگین زاویه زانو در صفحه ساژیتال را به‌طور معناداری کاهش داد ($P<۰/۰۵$).

بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی کاهش معناداری در میانگین بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم زانو به وجود آورد، ($P<۰/۰۵$) اما دو ارتز دیگر نتوانستند تغییر معناداری در میزان این متغیر ایجاد کنند.

براساس جدول ۲، میانگین گشتاور خارجی فلکسوری اعمال‌شده بر مفصل زانو با استفاده از بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی به طور معناداری کاهش یافت، ($P<۰/۰۵$) اما بالشتک حمایتی قوس داخلی به تنهایی و بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه داخلی از لحاظ آماری تغییر معناداری ایجاد نکردند.

میانگین نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیسم زانو نیز توسط بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی کاهش معناداری یافت، ($P<۰/۰۵$) اما با استفاده از دو ارتز دیگر تغییر آماری معناداری به وجود نیامد.

جدول ۱- مقایسه میانگین زاویه زانو (برحسب درجه) در صفحه ساژیتال و بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم زانو (برحسب سانتی متر) در فاز تماس راه رفتن در وضعیت‌های مختلف

وضعیت / متغیر	زاویه زانو در صفحه ساژیتال		مقدار احتمال	بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم زانو		مقدار احتمال
	میانگین	انحراف معیار		میانگین	انحراف معیار	
بالشتک حمایتی قوس داخلی	۱۱/۸	۲/۵	۰/۰۷۱	۳/۷۱	۰/۱۴	۰/۲۲۶
بدون ارتز	۱۴/۸۳	۳/۲۱		۳/۷۵	۰/۱۲	
بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه داخلی	۱۳/۵۴	۲/۷۶	۰/۱۱۲	۳/۶۸	۰/۰۹	۰/۱۵۴
بدون ارتز	۱۴/۸۳	۳/۲۱		۳/۷۵	۰/۱۲	
بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی	۹/۵	۳/۱۳	۰/۰۲۶*	۳/۴۵	۰/۱۸	۰/۰۳۰*
بدون ارتز	۱۴/۸۳	۳/۲۱		۳/۷۵	۰/۱۲	

جدول ۲- مقایسه میانگین گشتاور خارجی فلکسوری اعمال شده بر مفصل زانو (بر حسب نیوتن متر بر کیلوگرم) و نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیسم زانو (برحسب نیوتن بر کیلوگرم) در فاز تماس راه‌رفتن در وضعیت‌های مختلف

متغیر / وضعیت	گشتاور خارجی فلکسوری		مقدار احتمال	نیروی اعمال شده بر اکستانسور مکانیسم زانو		مقدار احتمال
	میانگین	انحراف معیار		میانگین	انحراف معیار	
بالشتک حمایتی قوس داخلی	۰/۱۹	۰/۰۶۸	۰/۱۴۳	۴/۷	۱/۲۶	۰/۰۶۲
بدون ارتز	۰/۲۳	۰/۰۸۹		۶/۲	۱/۳	
بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه	۰/۱۳	۰/۰۳	۰/۰۹۵	۵/۹	۲/۱	۰/۳۳۴
بدون ارتز	۰/۲۳	۰/۰۸۹		۶/۲	۱/۳	
بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه	۰/۰۹	۰/۰۴	۰/۰۰۳*	۳/۴	۱/۶۴	۰/۰۰۵
بدون ارتز	۰/۲۳	۰/۰۸۹		۶/۲	۱/۳	

بحث

با توجه به اهداف تحقیق در این مطالعه، متغیرهای مورد نظر در فاز تماس راه‌رفتن با استفاده از چهار نوع کفی شامل کفی ساده، بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌تنهایی، بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه داخلی و بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه خارجی مورد بررسی قرار گرفتند.

در این مطالعه بالشتک حمایتی قوس داخلی به علاوه گوه خارجی توانست به طور معنا داری میانگین زاویه زانو در صفحه ساژیتال، میانگین بازوی گشتاوری مکانیسم اکستانسوری زانو، میانگین گشتاور خارجی فلکسوری اعمال‌شده بر مفصل زانو و نهایتاً میانگین نیروی اعمال‌شده بر مکانیسم اکستانسوری زانو را کاهش دهد اما دو نوع ارتز دیگر قادر به ایجاد کاهش معناداری در این فاکتورها نبودند.

براساس یافته‌های پژوهش حاضر میانگین زاویه زانو در صفحه ساژیتال در فاز تماس راه‌رفتن با استفاده از بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی نسبت به زمان استفاده از کفی ساده (بدون ارتز) به طور معناداری کاهش یافت (زاویه در جهت فلکسیون بود). اما دو ارتز دیگر تغییر معناداری ایجاد نکردند.

براساس آنچه‌که توسط دِلو و همکارانش (۲۰۰۴) بیان گردید، پروناسیون مفصل ساب‌تالار، چرخش داخلی تیبیا و فلکسیون زانو، تقریباً هم‌زمان رخ می‌دهند. این ارتباط بیومکانیکی موجود بین مفاصل در زمان راه‌رفتن و دویدن در افراد مبتلا به صافی کف پا طولانی می‌گردد. در نتیجه میزان فلکسیون زانو در این افراد بیش از افراد عادی است (۱۱). در واقع بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی در تصحیح راستای پا و در نتیجه کاهش فلکسیون مفصل زانو موفق‌تر از دو ارتز دیگر عمل کرده است. براساس مطالعات نورکین مفاصل کف پایی به همراه لیگامان‌ها، ساختاری استخوانی-لیگامانی درون پا ایجاد می‌کنند که به حفظ ساختار و عملکرد آن کمک می‌کند. در مواردی که پروناسیون بیش از حد در مفصل ساب‌تالار ایجاد می‌شود تنش و قوام این ساختار کاهش می‌یابد و یا به‌عبارت دیگر پیچ‌خوردگی ساختار مذکور که در حالت عادی وجود دارد از بین می‌رود. در نتیجه از توانایی آن در حفظ ساختار و عملکرد پا کاسته می‌شود. از طرف دیگر لبه خارجی پا تمایل به بلند شدن از زمین دارد. به همین منظور برای جبران این نقصان در زنجیره بسته حرکتی (مانند ایستادن، راه رفتن، دویدن و...) مفاصل جلویی پا به داخل می‌چرخند تا پا بتواند از کاهش بیش از حد تنش در ساختار مذکور جلوگیری نماید و با بلند شدن لبه خارجی پا از زمین مقابله کند (۱). بنابراین به‌نظر می‌رسد که بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی با بازگرداندن نسبی مفاصل به حالت طبیعی (یعنی کاهش چرخش به خارج در مفاصل پشتی و کاهش چرخش به داخل در مفاصل جلویی) توانسته است تا حدودی ساختار پا و در نتیجه تأثیر آن بر مفصل زانو را به حالت طبیعی برگرداند.

نتایج این مطالعه نشان داد که بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی توانست میانگین بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم زانو را به‌طور معناداری کاهش دهد اما این کاهش در موارد استفاده از دو ارتز دیگر معنادار نبود. براساس آنچه‌که اسمید (۱۹۷۳) می‌گوید، بازوی گشتاوری عضله چهارسر رانی از زاویه ۴۵ درجه فلکسیون زانو تا اکستنسیون کامل روند کاهشی دارد (۲۶)، بنابراین با توجه به این مطلب که ارتز مذکور توانسته میزان فلکسیون زانو را به‌طور معناداری کاهش دهد، کاهش بازوی گشتاوری قابل توجیه است.

- با توجه به تجزیه و تحلیل‌های انجام‌شده مشاهده شد که میانگین گشتاور خارجی فلکسوری اعمال‌شده بر مفصل زانو با استفاده از بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی کاهش معناداری می‌یابد اما استفاده از دیگر ارتزها نتوانست تفاوت معناداری ایجاد کند. نیومن طی مطالعات خود نشان داد که در زنجیره بسته حرکتی، در زمان اکستنسیون زانو (حرکت

فمـور روی تیبیا) بازوی گشـتاور خارجی و در نتیجه گشـتاور خارجی که همان گشـتاور فلکسوری است از ۹۰ تا صفر درجه بـه تدریج کاهش می‌یابد (۲۷). بنابرایـن با توجه به تغییراتی که در نتیجه پروناسیون بیش از حد مفصل ساب‌تالار در بیومکانیک اندام تحتانی ایجاد می‌شود و نیز با توجه به این نکته که چرخش طولانـی تیبیا از اکستنسـیون آزاد زانو جلوگیـری می‌کند (۲۸)، میانگین فلکسـیون زانو و در نتیجه گشـتاور خارجی فلکسوری اعمال‌شـده براین مفصل در افراد مبتلا به صافی کف پا در زمان راه‌رفتن بیشتر خواهد بود. همانطور که گفته شد و با توجه به این مطلب که بالشتک حمایتی داخلی به‌علاوه گوه خارجی بیشتر از دو ارتز دیگر قادر به بازگرداندن ساختار پا به حالت طبیعی است کاهش معنادار گشـتاور خارجی فلکسوری زانو در زمان استفاده از این ارتز قابل توجیه است.

میانگین نیروی اعمال‌شـده بر اکستانسـور مکانیسـم زانو نیز با اسـتفاده از بالشـتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی به‌طور معناداری کاهش یافـت در حالی که دیگر ارتزهای مورد اسـتفاده در این مطالعه نتوانسـتند تغییر معنـاداری در این متغیر ایجاد کنند. به نظر می‌رسـد عمده‌ترین و اصلی‌ترین بافت نرمی که در اثر اعمال نیروهای بیش از حد بر زانو متأثر می‌شود عضله چهارسر رانی (اصلی‌ترین جزء مکانیسم اکستانسوری زانو) است که موجب افزایش نیروهای فشـارنده مفصلی شده و علامت‌دار می‌گردد (۲). همچنین کسـلِر معتقد اسـت علائمی که در افراد دارای کف پای صاف ایجاد می‌شود در نتیجه افزایش استرس بر روی بافت‌های نرم بدن اسـت که خود در اثر اختلال در راستای طبیعـی اندام تحتانی ایجاد می‌شـود. با این دیـدگاه اصلی‌ترین هدف از درمان صحیح در این بیماران شناسـایی بافت‌های هدف و کاهـش هدفمند این اسـترس غیرطبیعی بـر روی آن بافت‌ها اسـت (۳). در این مطالعـه، محققین بـا محدودیت‌هایی مواجه بودند که در تعمیم نتایج این تحقیق باید آنها را مد نظر داشـت؛ ایـن محدودیت‌ها عبارت بودند از: الف) توزیع بیماران نمایانگر جامعـه بیمـاران مبتلا به صافی کف پا نبود زیـرا صرفاً از تعداد معدودی از دانشـجویان جوان مؤنث در مطالعه اسـتفاده گردید؛ ب) تعیین برجسـتگی‌های آناتومیکی جهت اتصـال مارکرهای پوسـتی که همیشـه در معرض درصـدی از خطاسـت در این مطالعه هم در معرض خطا بود؛ ج) در مطالعه حاضر از کفی‌های پیش‌سـاخته اسـتفاده گردید. درحالیکه تنوع قابل ملاحظه‌ای در شکل پا و دفرمیتی‌های صافی کف پا وجود دارد. برهمین اساس پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی با توجه به آناتومی و پاتولوژی پای هر بیمار، ارتزها با طرح‌ها و ضخامت‌های متفاوت تهیه شده و سپس اندازه‌گیری‌ها انجام شود. ضمناً برای بررسی اثر تغییرات قوس کف پا برروی عملکرد بیومکانیکی زانو، پیشـنهاد می‌گردد مطالعه‌ای مشـابه در افراد دارای کف پای صافی که سـندرم درد پاتلوفمورال هم مبتلا هستند انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج بدست‌آمده از این پژوهش حاکی از کاهش معنادار میانگین زاویه فلکسـیون، بازوی گشتاوری اکستانسور مکانیسم، گشتاور خارجی فلکسـوری اعمال‌شـده بر مفصل زانو و میانگین نیروی اعمال‌شده بر اکستانسور مکانیسم زانو در زمان استفاده از بالشتک حمایتی قوس داخلی به‌علاوه گوه خارجی در افراد مبتلا به صافی کف پا اسـت، که تمام این موارد به همراه هم ممکن اسـت در طولانی‌مدت بتوانند اسـترس اعمال‌شده بر بافت‌های ناحیه جلو زانو را کاهش دهند.

تشکر و قدردانی

این طرح بااستفاده از منابع مالی اختصاص‌یافته از سوی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم‌پزشکی شیراز انجام پذیرفته است که نویسندگان برخود لازم می‌دانند مراتب تشکر و قدردانی خود را از این حمایت ابراز نمایند.

منابع

1: Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function. 3rd edition. Jayee; 2001, pp: 367-438.
2:Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. Gait Posture. 2007; 25(1): 127-34.
3: Kessler R, Hetling D. Management of common musculoskeletal disorders. 4th edition. Lippincott; 2006, pp:606-612.
4: Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. J Foot Ankle Res. 2009; 2: 22.
5:Abdel-FattahMM, HassaninMM, Felembane FA, Nassaane MT. Flat foot among Saudi Arabian army recruits: prevalence and risk factors. Eastern Mediterranean Health Journal. 2006; 12(2): 211-217.
6:Dawson J, Thorogood M, Marks SA, Juszczak E, Dodd C, Lavis G, et al. The prevalence of foot problems in older women. J Public Health Med. 2002; 24(2): 77-84.
7:KrivickasLS. Anatomical factors associated with overuse sport injuries. Sports Med. 1997; 24(2): 132-46.
8: Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech. 2004; 19(4): 391-397.
9: Jenkyn TR, Shultz R, Giffin JR, Birmingham TB. A comparison of subtalar joint motion during anticipated medial cutting turns and level walking. Gait Posture. 2010; 31(2): 153-158.
10:LedouxWR, HillstromHJ. Acceleration of the calcareous at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. Clin Biomech. 2001; 16(7): 608-613.

11:DeleoAT, DierksTA, Ferder R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: current update. Clini Biomech. 2004; 19(10): 983-991.
12: Wang Q, Huang Y, Wang L. Passive dynamic walking with flat feet and ankle compliance. Robotica. 2010; 28(3): 413-425.
13: Pohl MB, Rabbito M, Ferber R. The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. J Foot Ankle Res. 2010; 3: 6.
14: 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.
15:NiggBM, ColeGK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. J Biomech. 1993; 26(8): 909-916.
16:SingerJC, LamontagneM. The effect of functional knee braces design and hinge misalignment on lower limb joint mechanics. Clini Biomech. 2008; 23(1): 52-59.
17: Eggold JF. Orthotics in the prevention of runners' overuse injuries. Physician Sports Med. 1981; 9: 125-31.
18: Gross ML, Davlin LB, Evanski PM. Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runners. Am J Sports Med. 1991; 19(4): 409-12.
19:Landorf KB, Keenan AM, Herbert RD. Effectiveness of different types of foot orthotics for the treatment of plantar fasciitis. J Am Podiatr Med Assoc. 2004; 94(6): 542-9.
20: Leung AK, Cheng JC, Mak AF. Orthotic design and foot impression procedures to control foot alignment. Prosthet Orthot Int. 2004; 28(3): 254-262.
21: Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and path physiology of flat foot. Foot Ankle Clin. 2003; 8(3): 419-430.
22: Imhauser CW, Abidi NA, Frankel DZ, Gavin K, Siegler S. Biomechanical evaluation of the efficacy of external stabilizers in the conservative treatment of acquired flat foot deformity. Foot Ankle Int. 2002; 23(8): 727-737.
23: Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Defects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. Phys Ther. 1994; 74(2): 149-58
24: Branthwaite HR, Payton CJ, Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking .Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004; 19(9): 972-7.
25: Khan WS, Jones RK, Nokes L, Johnson DS. The relationship of the angle of immobilization of the knee to the force applied to the extensor mechanism when partially weight-bearing. A gait-analysis study in normal volunteers. J Bone Joint Surg Br. 2007; 89(7): 911-14.
26: Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J Biomech. 1973; 6(1): 79-92.
27: Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation. First edition. Mosby; 2002, pp: 454-468.
28: Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on the patellofemoral mechanics: A theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 1987; 9(4): 160-5.

The comparison of forces applied to the knee extensor mechanism during stance phase of gait in flat footed females three different in-shoe orthotics

*Razeghi M.(Ph.D.)[1], Ebrahimi S.(M.Sc.)[2], Yazdani F.(M.Sc.)[3], Ghanbari A.(Ph.D.)[1]

Abstract

Objective: It has been postulated that subtalar position and movement would influence the function of the foot and the lower limb's biomechanical alignment as a whole. The aim of this study was to compare the changes of force applied to the knee extensor mechanism of the female subjects while applying three different in-shoe orthotic appliances.

Materials & Methods: Feiss Line test was used to assign a group of 10 healthy female subjects aged at 19-25 years as flat foot group. Retro reflective calibration and tracking markers were placed on the subjects over anatomically relevant locations. Kinematic and kinetic data were collected by employing a three dimensional motion capture system (Qualisys®Ltd, Sweden) and a force platform (Kistler®, Switzerland) respectively, while subjects walked at their preferred speed with 3 different in-shoe orthotics: simple insole, insole with medial arch support, insole with medial arch support and medial heel wedge, and insole with medial arch support and lateral forefoot wedge.

Results: A statistically significant lower amount of the force applied to the extensor mechanism was found while applying medial arch support combined with lateral wedge (P=0.005).

Conclusion: It could be concluded that changes of the different foot insoles would alter the force applied to the knee extensor mechanism. Results of this study emphasize the immediate effect of applying a medial arch support combined lateral wedge on reduction of the force applied to the extensor mechanism through which decrease a tendency towards musculoskeletal injuries.

Key words: Extensor mechanism, Hyperpronation, In-shoe orthotics

Receiveed: 29/12/2009
Accepted: 10/1/2012

1-Ph.D. of Physical Therapy, Assistant Professor of Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran
2-Ph.D. Student of Physical Therapy, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran
3-M.Sc. of Physical Therapy, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.

***Correspondent Author Address:**
Faculty of Rehabilitation Sciences, 1st Abiverdi Ave, Shiraz, Iran.
***Tel:** +98 711 6261081
***E-mail:** razeghm@sums.ac.ir