

تأثیر پوسچر پرونیوتوری پا و ارتز گوه داخلی پاشنه و کف پای بر بالانس استاتیک در سالمندان

فاطمه همتی^۱، سعید فرقانی*

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: افزایش پرونیوتوری پا در سالمندان گزارش شده است. این امر می‌تواند باعث تغییر در شکل پا و حرکت بیش از حد مفاصل پا شود که ممکن است بر تعادل تأثیر بگذارد. مداخلات ارتزی برای بهبود پوسچر پا ممکن است تأثیرات مهمی بر تعادل سالمندان داشته باشد؛ بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تأثیر پوسچر پرونیوتوری پا و ارتز گوه داخلی پاشنه و کف پای بر بالانس استاتیک در افراد سالمند است.

مواد و روش‌ها: ۹ سالمند سالم با پوسچر پرونیوتوری پا (میانگین سنی $67/5 \pm 5/7$ سال) و ۱۴ سالمند سالم با پوسچر نرمال پا (میانگین سنی $67/4 \pm 0/7$ سال) مورد مطالعه قرار گرفتند. از شاخص پوسچر پا برای تعیین پوسچر پا استفاده شد (میانگین شاخص پوسچر پا در گروه پرونیوتوری $0/7 \pm 7/5$)، میانگین شاخص پوسچر پا در گروه نرمال $1/5 \pm 3/8$). بالانس استاتیک طی ایستادن روی دو اندام با چشمان باز و بسته و با پوشیدن کفش با استفاده از دستگاه سکوی نیرو در چهار وضعیت مختلف (دو نوع ارتز گوه داخلی پاشنه و کف پای ۵ و ۸ درجه عرضی و دو نوع کفی ساده تمام طول هم ارتفاع با گوه‌ها) ارزیابی شد. هر وضعیت سه بار تکرار می‌شد. بالانس استاتیک به وسیله پارامترهای متوسط مسافت طی شده مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن، مجموع مسافت طی شده مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن، متوسط سرعت مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن و مساحت ناحیه بیضی محاط بر محدوده حرکت مرکز فشار، اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری در متغیرهای بالانس استاتیک در دو گروه سالمند با پوسچر نرمال و پرونیوتوری پا با وجود کفی ساده وجود نداشت ($P > 0/05$)، اما افراد با پای پرونیوتوری مقادیر میانگین بالاتری در متغیرهای بالانس استاتیک نسبت به افراد با پاهای نرمال داشتند. استفاده از ارتز در هیچ یک از دو گروه تأثیر معنی‌داری نداشت ($P > 0/05$). وضعیت چشم‌بسته منجر به افزایش معنی‌دار میانگین در متغیرهای برآیند کل مسافت طی شده مرکز فشار، مجموع مسافت طی شده مرکز فشار و متوسط سرعت مرکز فشار در راستای داخلی خارجی و مساحت ناحیه بیضی محاط بر محدوده حرکت مرکز فشار گردید ($P < 0/05$). همچنین اثر متقابل ارتز، پوسچر پا و وضعیت بینایی معنی‌دار نبود ($P > 0/05$).

نتیجه‌گیری: هر چند تفاوت معنی‌داری در پارامترهای بالانس بین دو گروه مشاهده نشد، اما افراد با پای پرونیوتوری مقادیر میانگین بالاتری در اغلب پارامترهای بالانس نسبت به گروه نرمال داشتند که شاید نشانگر اختلال تعادل در سالمندان با پای پرونیوتوری باشد. ارتز گوه داخلی تأثیری بر بالانس افراد با پای پرونیوتوری نداشت، بنابراین می‌توان از آن برای بهبود عملکرد پا و مچ پا بدون ترس از اختلال در بالانس استفاده کرد.

کلیدواژه‌ها: سالمندی، پوسچر پرونیوتوری پا، بالانس استاتیک، ارتز گوه داخلی

ارجاع: همتی فاطمه، فرقانی سعید. تأثیر پوسچر پرونیوتوری پا و ارتز گوه داخلی پاشنه و کف پای بر بالانس استاتیک در سالمندان. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۶): ۹۳۹-۹۴۹.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۶/۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲

*- استادیار، مرکز تحقیقات اسکلتی-عضلانی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: saeed_forghany@rehab.mui.ac.ir

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد ارتز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

مقدمه

سیستم پوسچرال شامل سیستم‌های حسی مختلف (سوماتونسنسوری، بینایی و وستیبولار)، سیستم حرکتی و یک سیستم کنترل یکپارچه مرکزی است که تعاملات پیچیده‌ای در بین سیستم‌های عصبی متعدد برقرار می‌سازد (۱). بخش‌های مرکزی و محیطی سیستم عصبی برای حفظ وضعیت ایستاده‌ی مستقیم و کنترل راستای بدن و حفظ مرکز ثقل در پهنای حمایتی محدوده‌ی تماس کف دوپا، تواما در تعاملند (۲، ۳). افزایش سن می‌تواند همکاری نزدیک سیستم‌های مختلف برای بالانس را مختل سازد و منجر به بی‌ثباتی پوسچرال شود. بی‌ثباتی پوسچرال یک مشکل رایج در میان سالمندان است که به عنوان یکی از مهم‌ترین عوامل مرتبط با سقوط گزارش شده است (۴). کاهش قدرت عضلانی (۵)، اختلالات وستیبولار (۶)، اختلال در حس بینایی (۷) و حس عمقی (۸) از جمله عوامل دیگر سقوط در سالمندان گزارش شده است. سالمندی باعث کاهش تعداد گیرنده‌های حسی (۹، ۱۰)، کاهش درک و پیراسیون (۱۱) و آستانه‌ی لمسی (۱۲) می‌شود. اطلاعات لامسه مخصوصاً از کف پاها، اطلاعات حسی اضافی در مورد توزیع نیرو طی فعالیت‌های تحمل وزن را به منظور کمک به کنترل بالانس ایستادن فراهم می‌سازد. مطالعات، کاهش حساسیت لامسه‌ی کف پاها در سالمندان را گزارش داده‌اند که مرتبط با مقادیر بالانس و انجام تست‌های عملکردی می‌باشد (۱۳). از آنجایی که دروندادهای حاصل از اندام‌های تحتانی مهم‌ترین عامل کمکی به بالانس ایستادن است، بنابراین انتظار می‌رود با کاهش بازخورد آوران در هر کدام از مفاصل یا ساختارهای اندام تحتانی بالانس مختل شود (۱۴).

یکی از تغییرات ساختاری که به دنبال افزایش سن رخ می‌دهد تغییر در پوسچر پا می‌باشد. در مطالعات صورت گرفته بر روی پوسچر پا در سالمندان گزارش شده است که این افراد نسبت به جوانان دارای شاخص پوسچر پای بالاتری بودند (۱۵) که این امر نشانگر پوسچر پرونیوتوری پا در آنهاست. نتیجه‌ی پرونیوشن بیش از حد پا این است که در فاز استانس

تماس با بخش داخلی پا سریع تر از حالت نرمال انجام می‌شود؛ بنابراین دو عملکرد ضروری پا انجام نمی‌شود: تطبیق کنترل شده‌ی پا با سطح راه رفتن و انتقال موثر نیروی بارگذاری پا به سطح زمین. در این حالت بی‌ثباتی مکانیکی و عدم کفایت ساختاری و عملکردی رخ می‌دهد که بر مجموعه‌ی مفصل پا و مچ پا تأثیر می‌گذارد و منجر به بی‌ثباتی عمومی این مفاصل می‌گردد (۱۶). بی‌ثباتی مفاصل و اعمال نیروهای غیرطبیعی و همچنین تغییر سطح تماس کف پا در مقایسه با پای نرمال می‌تواند منجر به تغییر کنترل پوسچرال گردد (۱۷).

با توجه به اینکه پا انتهایی‌ترین قسمت اندام تحتانی است و منطقه‌ی حمایتی کوچکی برای حفظ بالانس فراهم می‌کند، منطقی است که کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در آن بر راهبردهای پوسچرال - کنترل تأثیر بگذارد (۱۸). در این زمینه مطالعات مختلفی تأثیر پوسچرهای مختلف پا را بر تعادل استاتیک و دینامیک گروه‌های سنی مختلف بررسی کرده‌اند. Cote و همکارانش (۱۸) در مطالعه‌ی خود بر روی تأثیر پوسچرهای سوپینیتوری - پرونیوتوری پا بر بی‌ثباتی پوسچرال استاتیک و دینامیک بیان داشتند که چرخش پوسچرال بین گروه‌ها تفاوتی نداشته اما افراد با پوسچر پرونیوتوری پا انحرافات میانگین بیشتری در حرکت مرکز فشار نسبت به افراد با پوسچر سوپینیتوری دارند. Tsai و همکاران (۱۹) در پژوهشی تأثیر انواع مختلف ساختارهای پا را بر مقادیر کنترل پوسچرال ایستادن ارزیابی کردند. در این بررسی نشان داده شد که افراد با پوسچر سوپینیتوری میانگین متوسط سرعت جابجایی مرکز فشار بیشتر، حداکثر جابجایی و انحراف میانگین بیشتری در جهت داخلی-خارجی نسبت به گروه نرمال دارند. بر عکس افراد با پوسچر پرونیوتوری انحراف میانگین و حداکثر جابجایی مرکز فشار بیشتری در جهت قدامی-خلفی نشان دادند. Hertel و همکارانش (۲۰) در مطالعه‌ای که به منظور مقایسه‌ی کنترل پوسچرال در وضعیت ایستادن روی یک اندام در افراد با انواع مختلف پا انجام دادند، گزارش کردند که افراد با پای کیووس (cavus) جابجایی

حس عمقی دارد (۲۵). به علاوه بهبودی چشمگیر در درجات
مقیاس berg balance با استفاده از کفی با حمایت کننده‌ی
قوس طولی پا در تعادل افراد سالمند نیز گزارش شده است
(۲۶).

یکی از ارتزهای شایع مورد استفاده ارتز گوهی داخلی است
که هدف از آن کاهش تأثیرات پرونیشن غیرطبیعی با تأثیر بر
عملکرد پا است. این ارتز درعین حالی که می‌تواند تأثیرات
بیومکانیکی در جهت اصلاح وضعیت پا داشته باشد، همچون
سایر ارتزهای پا می‌تواند عملکرد حرکتی و عصبی-عضلانی
اندام تحتانی را تغییر داده و بر تعادل تأثیر بگذارد (۲۷)؛
بنابراین هدف دوم از این مطالعه بررسی تأثیر ارتز گوهی
داخلی بر بالانس استاتیک افراد سالمند مبتلا به وضعیت
غیرطبیعی پرونیوتوری پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

این پژوهش از نوع شبه تجربی با روش پیش آزمون- پس
آزمون می‌باشد. در این مطالعه ۹ فرد سالمند با پوسچر
پرونیوتوری پا (میانگین سنی $67/5 \pm 5/7$ سال، میانگین قد
 $1/06 \pm 1/6$ متر و متوسط توده‌ی بدنی $73 \pm 10/9$ کیلوگرم)
و ۱۴ فرد سالمند با پوسچر نرمال پا (میانگین سنی
 $67/1 \pm 6/4$ سال، میانگین قد $1/12 \pm 1/6$ متر و متوسط
توده‌ی بدنی $70/8 \pm 13/8$ کیلوگرم) شرکت کردند. این
پژوهش در مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی دانشکده‌ی علوم
توانبخشی اصفهان از آبان ماه ۱۳۹۱ به مدت ۶ ماه به طول
انجامید. معیارهای ورود به مطالعه شامل افراد مبتلا به پوسچر
پرونیوتوری پا ($FPI > 6$)، افراد با پوسچر نرمال پا
($FPI \leq 6$) (۲۸)، عدم سابقه‌ی شکستگی یا جراحی در اندام
تحتانی طی یک سال اخیر، عدم داشتن مشکلات تعادل بر اثر
اختلالات اسکلتی-عضلانی و عصبی-عضلانی از قبیل
دمانس، پارکینسون، عدم اختلال وستیبولار، عدم وجود
مشکلات بینایی اصلاح‌نشده، عدم مصرف داروهای
مختل کننده‌ی تعادل، فقدان ضعف عضلات مچ پا و عدم
استفاده از ارتزهای پا تا شش ماه قبل از شرکت در مطالعه
می‌باشد. انجام این پژوهش و مراحل آن مورد تأیید کمیته‌ی

مرکز فشار بیشتری نسبت به افراد با پای نرمال یا افراد با پای
پرونیوتوری دارند. همچنین آن‌ها هیچ‌گونه نقص پوسچرال در
افراد با پای صاف مشاهده نکردند. هر چند Menz و
همکارانش در پژوهشی به روی ۱۷۶ فرد سالمند و با استفاده
از تست‌های بالینی تعادل، مشاهده کردند که وضعیت
پرونیوتوری پا تأثیری بر مقادیر چرخش پوسچرال، حداکثر
دامنه‌ی بالانس و تست‌های هماهنگ شده‌ی ثبات ندارد
(۱۳).

تاکنون هیچ مطالعه‌ای تأثیر پوسچر پرونیوتوری پا را بر تعادل
استاتیک با ابزارهای آزمایشگاهی در سالمندان بررسی نکرده
است. از این رو هدف اول از این پژوهش تعیین تأثیر پوسچر
پرونیوتوری پا بر بالانس استاتیک در افراد سالمند می‌باشد.

در خصوص پوسچر پرونیوتوری پا، مداخلات ارتزی متفاوتی از
قبیل کفی، حمایت کننده‌های قوس طولی-داخلی پا و گوهی
داخلی وجود دارد که بالطبع در سالمندان هم می‌تواند مورد
استفاده قرار گیرد. تاکنون مطالعات مختلفی تأثیر ارتزهای پا
را بر تعادل افراد جوان و گروه‌های مختلف ارزیابی کرده‌اند.
Hertel و Olmasted (۲۱) گزارش دادند که ارتزها به طرز
چشمگیری بالانس استاتیک و دینامیک را در افراد با پای
cavus بهبود می‌بخشند اما هیچ اثر مفیدی در افراد با پای
صاف مشاهده نکردند. Rome و همکاران کاهش چشمگیر در
چرخش داخلی خارجی را در افراد با پای بیش از حد
پرونیوتوری را پس از ۴ هفته استفاده از ارتزهای پا گزارش
نمودند (۲۲). سطوتی و همکارانش در بررسی اثر استفاده از
کفی طبی بر تعادل دختران جوان مبتلا به صافی کف پا
گزارش نمودند که تفاوت قابل توجهی در تعادل بین افراد سالم
و افراد مبتلا به صافی کف پا بر اساس سرعت مرکز فشار در
قدامی خلفی و داخلی خارجی و نیز سرعت کل وجود دارد
(۲۳). Menz و Percy (۲۴) نیز نشان دادند که ارتزهای پا
هیچ اثری بر ثبات پوسچرال در فوتبالیست‌های حرفه‌ای بدون
علامت ندارد. هم چنین بررسی تأثیر کفی با حمایت کننده
قوس طولی پا بر بالانس و حس عمقی ۱۲ گلف باز حرفه‌ای
نشان داد که استفاده از این نوع کفی تأثیر مثبتی بر بالانس و

قرار می‌گرفت و بالانس استاتیک مورد ارزیابی قرار می‌گرفت. چهار نوع مداخله و تحت دو حالت چشم باز و چشم بسته انجام شد. همچنین از فرد خواسته می‌شد طی وضعیت‌های چشم باز برای جلوگیری از خطاهای احتمالی در میدان بینایی به علامتی که در فاصله‌ی دو متری در مقابل وی نصب شده بود نگاه کند. ترتیب انتخاب مداخلات برای هر فرد به صورت تصادفی انجام گرفت. هر تست ۳ بار در حالت چشم باز و ۳ بار در حالت چشم‌بسته انجام می‌گرفت. مدت زمان هر تست برای هر فرد ۳۰ ثانیه بود و یک زمان استراحت یک دقیقه‌ای بین تست‌ها برای جلوگیری از خستگی فرد وجود داشت. اگر فرد طی تست گیری حرکت می‌کرد یا تعادلش را از دست می‌داد (با توجه به مشاهدات محقق) تست مجدداً تکرار می‌شد. داده‌ها پس از ذخیره‌سازی در یک هارد دیسک برای آنالیز به برنامه‌ی MATLAB انتقال یافت. پس از عبور داده‌ها از یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۵ هرتز، داده‌های مربوط به ده ثانیه‌ی میانی انتخاب و متوسط مسافت طی شده‌ی مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن، مجموع مسافت طی شده‌ی مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن، متوسط سرعت مرکز فشار در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی و مقدار برآیند آن و مساحت ناحیه‌ی بیضی محاط بر محدوده‌ی حرکت مرکز فشار اندازه‌گیری شد. جهت بررسی ابتدایی داده‌ها از آمار توصیفی استفاده گردید. برای تحلیل استنباطی داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر با یک عامل بین گروهی (وضعیت پا) و دو عامل درون گروهی (ارترز و وضعیت بینایی) استفاده شد. از آزمون بونفرونی برای تعیین سطح معنی‌داری تفاوت‌ها استفاده گردید. کلیه‌ی تحلیل‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۶ (SPSS Inc, version 16, Chicago, IL) و در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام گرفت.

اخلاقی مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان قرار گرفت و افراد پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه در این مطالعه شرکت نمودند.

ارزیابی پوسچر پا توسط یک فرد متخصص و با استفاده از مقیاس پوسچر پا (Foot posture index) که توسط Redmond و همکارانش (۲۹) معرفی شده، صورت گرفت. در این مقیاس شش پارامتر مورد بررسی قرار می‌گرفت: لمس سر تالوس، مقایسه‌ی انحنای بالا و پایین قوزک خارجی، وضعیت قرارگیری پاشنه در صفحه‌ی فرونتال، برجستگی ناحیه‌ی تالونوویکولار، تطابق قوس طولی داخلی و ابداکشن- اداکشن قسمت جلویی پا نسبت به قسمت عقبی پا. هر معیار عددی بین ۲- تا ۲+ را به خود اختصاص می‌داد، بنابراین امتیاز کلی عددی بین ۱۲- (بیانگر حداکثر سوپینیشن) تا ۱۲+ (بیانگر حداکثر پرونییشن) را شامل می‌شد. روایی و پایایی این روش در جمعیت سالمندان قبلاً به اثبات رسیده است (۳۰، ۲۸).

بالانس استاتیک طی ایستادن روی دو اندام با چشمان باز و بسته و با پوشیدن کفش با استفاده از دستگاه سکوی نیرو در چهار وضعیت مختلف (دو نوع ارتز گوه‌ی داخلی پاشنه و کف پای و دو نوع کفی ساده تمام طول؛ همگی در داخل کفش تعبیه می‌شدند و شرایط به صورت تصادفی انتخاب می‌گردیدند) ارزیابی شد. از دو نوع گوه‌ی داخلی پاشنه و کف پا از جنس اتیل ونیل استات با چگالی بالا و با دو زاویه‌ی مختلف ۵ و ۸ درجه عرضی که به صورت رایج تجویز می‌گردند استفاده کردیم. همچنین از دو کفی ساده (بدون گوه) تمام طول با جنس و ضخامت یکسان با گوه‌های داخلی به عنوان حالت کنترل استفاده شد. کلیه‌ی افراد از یک نوع کفش اسپرت که متناسب با سایز پای آن‌ها بود استفاده کردند.

بالانس استاتیک با دستگاه سکوی نیرو مدل کیسلر (Kistler Force platform-model 5060) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری شد. فرد به صورتی که روی دو پایش ایستاده و دستانش در کنار بدن بود روی دستگاه سکوی نیرو

یافته‌ها

($3/8 \pm 1/5$) و پوسچر پرونیوتوری ($7/5 \pm 0/7$) وجود ندارد اما افراد با پوسچر پرونیوتوری مقادیر میانگین بیشتری در کلیه پارامترهای بالانس نسبت به افراد با پوسچر نرمال پا داشتند (جدول ۱).

تأثیر پوسچر پا نتایج مطالعه نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین مقادیر بالانس استاتیک در دو گروه سالمند با پوسچر نرمال

جدول ۱: تأثیر وضعیت پا بر مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیرهای مرکز فشار

وضعیت پرونیوتوری پا	وضعیت نرمال پا	
$319/1 \pm 20/6$	$292/8 \pm 16/5$	برآیند کل مسافت طی شده‌ی مرکز فشار (میلی متر)
$540/2 \pm 133/5$	335 ± 107	مساحت ناحیه‌ی بیضی محاط بر محدوده‌ی حرکت مرکز فشار (میلی متر مربع)
$60 \pm 0/6$	$5/5 \pm 0/5$	برآیند متوسط مسافت طی شده‌ی مرکز فشار (میلی متر)
$12/5 \pm 1$	$11/9 \pm 0/8$	برآیند متوسط سرعت مرکز فشار (میلی متر بر ثانیه)

چهار نوع ارتز مختلف در سالمندان در جدول ۲ آورده شده است.

تأثیر ارتز: اثر اصلی ارتز معنی‌دار نبود، به عبارتی ارتز بر متغیرهای بالانس استاتیک در سالمندان تأثیری ندارد ($P > 0/05$). مقادیر میانگین متغیرهای بالانس استاتیک تحت استفاده از

جدول ۲: تأثیر ارتز بر مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیرهای مرکز فشار

کفی ۵ درجه	گوه ۵ درجه	کفی ۸ درجه	گوه ۸ درجه	
$300/6 \pm 16/2$	$316 \pm 12/3$	$309/3 \pm 14/4$	$297/7 \pm 17$	برآیند کل مسافت طی شده مرکز فشار (میلی متر)
$407 \pm 109/4$	$437/3 \pm 68/7$	428 ± 56	$478/2 \pm 137/4$	مساحت ناحیه‌ی بیضی محاط بر محدوده حرکت مرکز فشار (میلی متر مربع)
$5/45 \pm 0/5$	$5/9 \pm 0/4$	$5/9 \pm 0/4$	$5/9 \pm 0/6$	برآیند متوسط مسافت طی شده مرکز فشار (میلی متر)
$11/8 \pm 0/8$	$12/4 \pm 0/6$	$12/1 \pm 0/6$	$12/4 \pm 1$	برآیند متوسط سرعت مرکز فشار (میلی متر بر ثانیه)

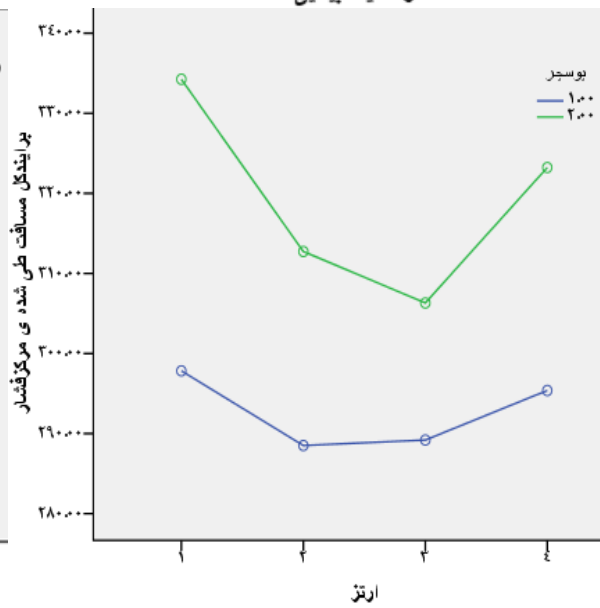
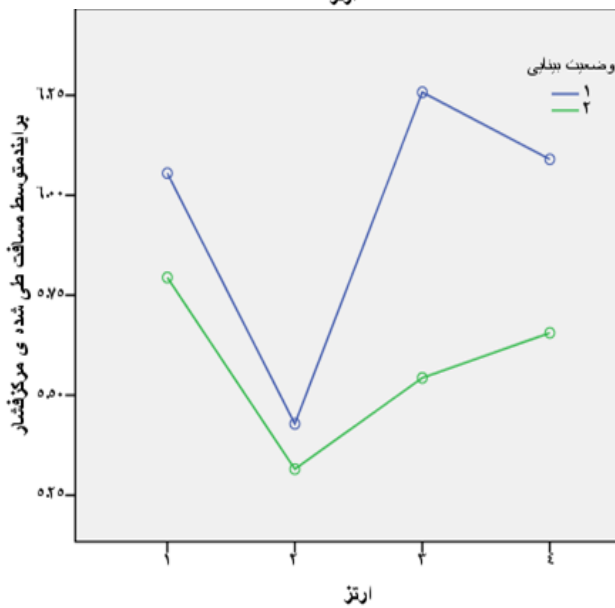
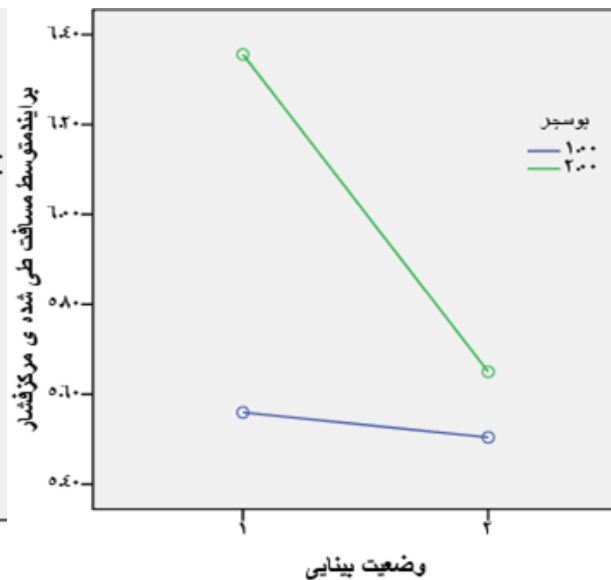
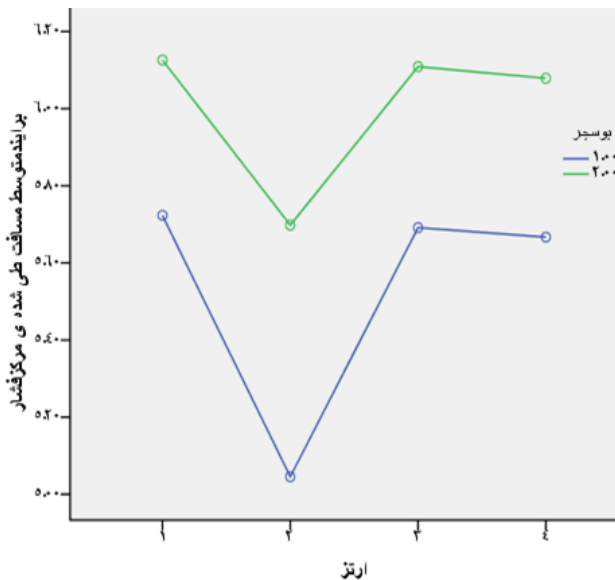
تأثیر وضعیت بینایی:

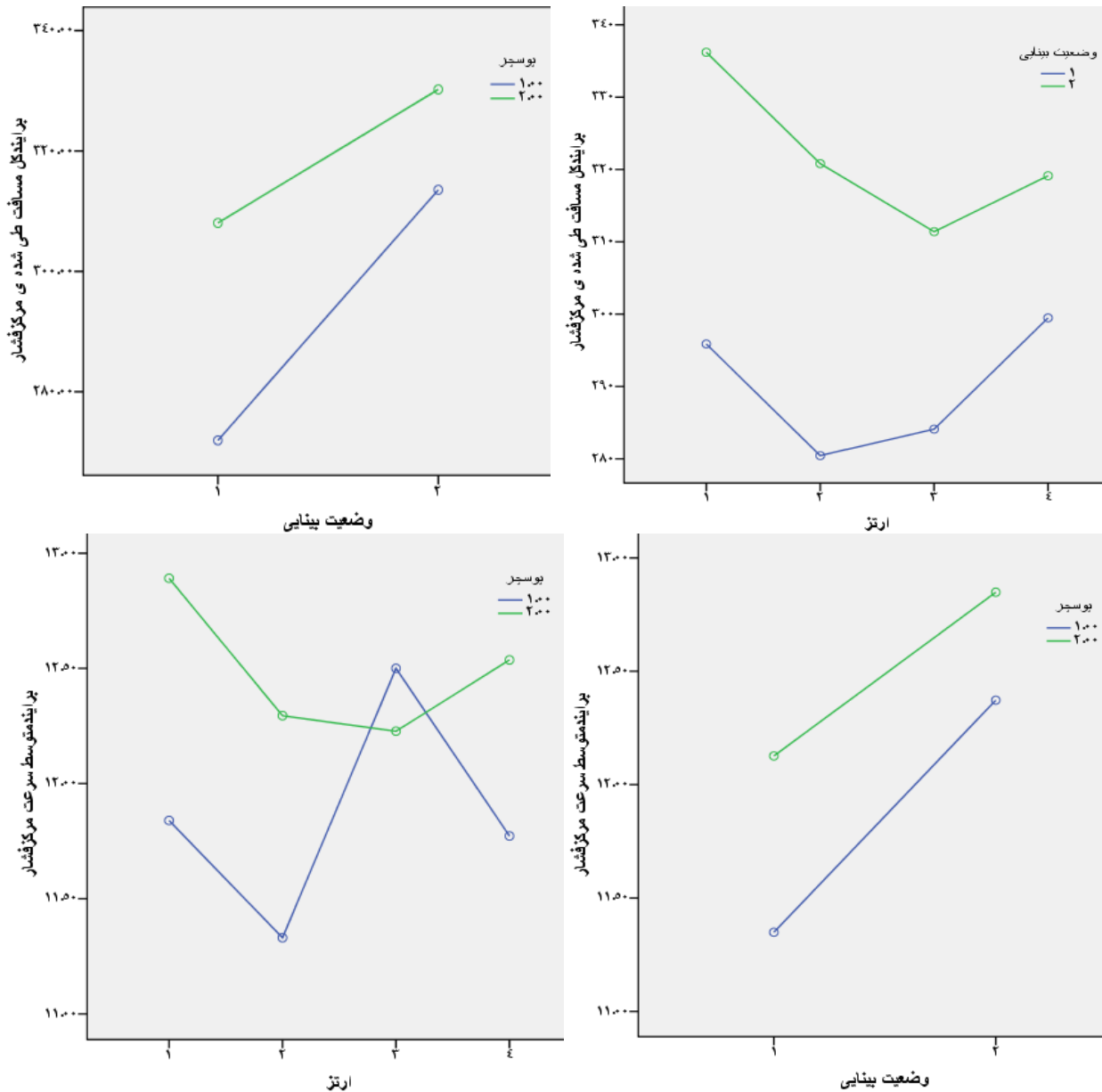
مقابل ($290 \pm 14/7$)، مجموع مسافت طی شده‌ی مرکز فشار در راستای داخلی خارجی ($262/3 \pm 13/1$) در مقابل $10/9 \pm$

وضعیت بینایی منجر به افزایش معنی‌داری در پارامترهای برآیند کل مسافت طی شده‌ی مرکز فشار ($321/9 \pm 14/1$) در

نیز معنی‌دار بود اما این پارامتر در حالت چشم‌بسته (۲/۹۸±۰/۳) مقدار کمتری نسبت به وضعیت چشم باز (۳/۴۴±۰/۳) داشت.

۲۲۳/۸) و متوسط سرعت مرکز فشار در جهت داخلی خارجی (۱۰/۲ ±۰/۵ در مقابل ۸/۸ ±۰/۵) به ترتیب در حالت چشم‌بسته نسبت به حالت چشم باز شد. اثر اصلی وضعیت بینایی در متوسط فاصله از مرکز فشار در راستای قدامی خلفی





نمودار ۱: اثر متقابل متغیرهای درون گروهی و بین گروهی (پوسچر × ارتز × وضعیت بینایی)

این یافته مشابه با تحقیق صورت گرفته توسط Cote و همکاران (۱۸) است که مشاهده کردند هیچ تفاوتی در چرخش پوسچرال بین پوسچرهای مختلف سوپینیتوری، پرونیوتوری و نرمال در افراد جوان وجود ندارد. در پژوهش Hertel و همکارانش (۲۰) نیز تفاوتی بین پوسچر پرونیوتوری و دیگر پوسچرهای پا مشاهده نشد. اگر چه Menz و

بحث

هدف از مطالعه‌ی حاضر، بررسی تأثیر پوسچر پرونیوتوری پا و ارتز گوه‌ی داخلی پاشنه و کف پای بر بالانس استاتیک در سالمندان بود. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که تفاوتی در متغیرهای نشان‌دهنده‌ی وضعیت بالانس استاتیک بین دو گروه سالمند با پوسچر نرمال و پرونیوتوری پا وجود ندارد.

تأثیر منفی بر کنترل پوسچرال ندارد اما ممکن است وضعیت ایستاده‌ی یکنواخت به علت سادگی، نتواند نقص‌های حاصل از تغییرات بازخورد یا اختلالات ساختاری پا را به خوبی نشان دهد و تغییرات چشمگیری در سیستم کنترل پوسچرال ایجاد کند.

همان طور که در مطالعات گوناگون به اثبات رسیده بازخورد بینایی تأثیر بسزایی بر بالانس افراد دارد (۷). در این پژوهش نیز نشان داده شد که بالانس هر دو گروه سالمندان، در وضعیت چشم‌بسته در برخی از پارامترها همچون برآیند کل مسافت طی شده‌ی مرکز فشار، مجموع مسافت طی شده‌ی مرکز فشار و متوسط سرعت مرکز فشار در راستای داخلی خارجی، نشان‌دهنده‌ی بالانس استاتیک ضعیف تر از وضعیت ایستاده با چشمان باز بود.

نمودار شماره‌ی ۱ نشان می‌دهد که اثر اصلی ارتز روی متغیرهای بالانس استاتیک معنادار نمی‌باشد، به عبارتی ارتز گوه داخلی تأثیری بر بالانس سالمندان ندارد. همچنین اثر متقابل ارتز و پوسچر و وضعیت بینایی نیز در دو گروه سالمندان معنی‌دار نبود. Hertel, Olmasted (۲۱) نیز در مطالعه‌ی خود نشان دادند که ارتزهای نیمه سخت تأثیری بر ثبات پوسچرال افراد با پای پرونیوتوری ندارد، هر چند پس از دو هفته استفاده از ارتز، سرعت جابجایی مرکز فشار در این افراد کاهش یافت. Hertel و Olmasted ثبات پوسچرال افراد را در وضعیت استاتیک طی ایستادن روی یک اندام بررسی کردند. همچنین ارزیابی وضعیت پرونیوتوری پا با مشاهدات بینایی صورت گرفت. ارتزهای استفاده‌شده در مطالعه‌ی Olmasted، نیمه سخت و فاقد هر نوع گوه بود.

در پژوهش Rome و همکارانش (۲۲) روی افراد جوان با پوسچر پرونیوتوری بیش از حد، کاهش چشمگیر در چرخش داخلی خارجی را در افراد با پای بیش از حد پرونیوت پس از ۴ هفته استفاده از ارتزهای پا نشان دادند. نتایج مطالعه‌ی ما همسو با نتایج Percy و Menz (۲۴) است که کنترل پوسچرال استاتیک را در ۳۰ فوتبالیست حرفه‌ای بدون علامت بلافاصله پس از پوشیدن ارتز در چهار حالت مقایسه کردند: پا

همکاران (۱۳) نیز مشاهده کردند که وضعیت پرونیوتوری پا در سالمندان ارتباطی با مقادیر بالانس ندارد اما آن‌ها از تست‌های بالینی برای ارزیابی بالانس استفاده کردند و در پژوهش ما بالانس با دستگاه سکوی نیرو اندازه‌گیری شد. در عوض Tsai و همکاران (۱۹) گزارش دادند افراد جوان با پوسچر پرونیوتوری مقادیر انحراف معیار و حداکثر جابجایی مرکز فشار بیشتری در راستای قدامی خلفی نسبت به گروه نرمال دارند. در مطالعه‌ی Tsai بالانس افراد در وضعیت ایستادن روی یک اندام مورد بررسی قرار گرفت و این وضعیت نسبت به وضعیت ایستادن روی دو اندام تکلیف پیچیده‌تری است.

در این مطالعه علیرغم نبود تفاوت چشمگیر در متغیرهای بالانس استاتیک بین دو گروه، سالمندان با پوسچر پرونیوتوری مقادیر میانگین و انحراف معیار بیشتری در کلیه‌ی پارامترهای بالانس نسبت به گروه نرمال نشان دادند. دلیل این امر را شاید بتوان به انعطاف‌پذیری و حرکت بیش از حد مفاصل در پای پرونیوتوری (۳۱) نسبت داد. علاوه بر این، به طور قطع نمی‌توان گفت که سالمندان با پوسچر پرونیوتوری بالانس استاتیک ضعیف تری نسبت به سالمندان با پوسچر نرمال پا دارند. شاید وجود مقادیر بالاتر در متغیرهای بالانس به خاطر افزایش انعطاف‌پذیری و تطابق درون سیستم پاسخگو به آشفتگی‌های ناگهانی یا تغییرات اضطراری مفید باشد (۳۲) و یا برعکس تغییرات بیشتر در پارامترهای مربوط به جابجایی و سرعت مرکز فشار ممکن است بیانگر این باشد که پای پرونیوتوری با حرکت بیش از حد ثبات کمتری نسبت به پای نرمال در سالمندان ایجاد کند (۱۸). یکی از تفاوت‌های مهمی که پژوهش ما با سایر تحقیقات قبلی داشت این بود که تأثیر وضعیت پرونیوتوری پا را در حالت پوشیدن کفش در افراد ارزیابی کردیم؛ و دلیل این امر آن بود که بسیاری از فعالیت‌های ما در حالی صورت می‌گیرد که ناچار به پوشیدن کفش هستیم و معمول‌ترین حالتی است که افراد طی کار کردن و سایر فعالیت‌های روزانه‌ی خود دارند. در این پژوهش هرچند ممکن است فرض شود که پا با وضعیت پرونیوتوری

آن به محاسبه و تعیین حجم نمونه پردازیم و حجم نمونه بر اساس منابع در دسترس تعیین شد. لذا برخی از مقایسات غیر معنی‌دار ممکن است به خاطر خطای نوع دو حاصل از حجم کم نمونه باشد. در عین حال محاسبه‌ی توان مطالعه‌ی حاضر در خصوص متغیرهای مورد مطالعه نشان‌دهنده‌ی توان حدود ۷۵ درصد این مطالعه دارد. نبود زمان کافی برای پیگیری پس از استفاده‌ی ارتزی نیز از دیگر محدودیت‌های این مطالعه بود. شاید اگر ارزیابی بالانس پس از چند هفته استفاده‌ی ارتزی صورت می‌گرفت ارتز گوه‌ی داخلی تأثیرات مثبت خود را نشان می‌داد.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد که تأثیر طولانی مدت این ارتز در کنار سایر ارتزهای موجود مانند یک ارتز عملکردی یا بر توانایی بالانس افراد ارزیابی گردد.

تشکر و قدردانی

از همکاری سالمندان عزیز و کلیه‌ی کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند کمال تشکر را داریم.

برهنه، کفش، کفش به همراه کفی نرم و کفش به همراه ارتزهای سخت پیش‌ساخته. آن‌ها هیچ تفاوت معنی‌داری بین حالات مختلف کفش و ارتز مشاهده نکردند. هر چند روش اندازه‌گیری در مطالعه‌ی مذکور متفاوت از مطالعه‌ی ما و بر اساس تغییرات حرکت تنه در مقابل مقادیر سکوی نیرو بود. تضاد در نتایج را می‌توان به تفاوت در روش‌ها نسبت داد. در پژوهش Rome و همکارانش (۲۲) از دستگاه balance performance monitor برای ارزیابی بالانس استفاده شد، همچنین پارامترهای آن‌ها متفاوت از مطالعه‌ی ما بود. Rome و همکارانش از یک ارتز پا با دانسته‌ی بالا که در آن یک گوه‌ی داخلی با دانسته‌ی پایین تعبیه شده بود، استفاده کردند در حالی که در این تحقیق ما از یک ارتز گوه‌ی داخلی با دانسته‌ی بالا استفاده کردیم. همچنین تأثیر ارتزها در مطالعه‌ی مذکور پس از چهار هفته پوشیدن ارتز مشخص شد در حالی که در ابتدا هیچ اثر مثبتی از ارتزها در بالانس افراد مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به حجم کم نمونه اشاره نمود. از آنجایی که این مطالعه در نوع خود اولین پژوهش صورت گرفته است، هیچ داده‌ای وجود نداشت که با

References

1. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In Comprehensive Physiology. United States: American Physiological Society; 2011.
2. Alexander KM, LaPier T. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 28(6):378-83
3. Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Modelling of the biomechanics of posture and balance. J Biomech 1990;23(5):503-6
4. Borah D, Singh U, Wadhwa S, Bhattacharjee M. Postural Stability: Effect of Age. IJPMR 2007; 18(1):7-10
5. Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. J Gerontol 1991; 46(3):M69-76.
6. Baloh RW, Enrietto J, Jacobson KM, Lin A. Age-related changes in vestibular function: a longitudinal study. Ann N Y Acad Sci 2001;942:210-9
7. Lord SR, CLARK RD, Webster I. Visual acuity and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. Age Ageing. 1991 May;20(3):175-81
8. Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. J Gerontol 1989;44(4):M118-27
9. Bolton CF, Winkelmann R, Dyck PJ. A quantitative study of Meissner's corpuscles in man. Neurology 1966;16(1):1-9.
10. Cauna N, Mannan G. The structure of human digital Pacinian corpuscles (corpuscula lamellosa) and its functional significance. J Anat 1958; 92(Pt 1): 1-20.

11. Verrillo RT, Bolanowski SJ, Gescheider GA. Effect of aging on the subjective magnitude of vibration. *Somatosens Mot Res* 2002;19(3):238-44.
12. Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci Lett* 2006;392(1-2):62-7.
13. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005;60(12):1546-52.
14. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train* 2002; 37(1): 85-98.
15. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture* 2007;26(1):68-75.
16. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot: *Clinical Biomechanics*. 1th Ed. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation: 1997
17. Cobb SC, Tis LL, Johnson BF, Higbie EJ. The effect of forefoot varus on postural stability *J Orthop Sports Phys Ther* 2004;34(2):79-85.
18. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train* 2005; 40(1): 41-46
19. Tsai L-C, BING Y, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006 Dec;36(12):942-53
20. 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(2): 129-132
21. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *JSR* 2004;13(1):54-66.
22. Rome K, Brown C. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil* 2004;18(6):624-30
23. Satvati B, Karimi MT, Tahmasebi Boldaji R, Pool F. Standing stability evaluation in subjects with flat foot. *J Res Rehabil Sci* 2013; 8(8): 1277-84.
24. Percy ML, Menz HB. Effects of prefabricated foot orthoses and soft insoles on postural stability in professional soccer players. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001;91(4):194-202
25. Stude DE, Brink DK. Effects of nine holes of simulated golf and orthotic intervention on balance and proprioception in experienced golfers. *J Manipulative Physiol Ther*. 1997 Nov-Dec;20(9):590-601
26. Mulford D, Taggart HM, Nivens A, Payrie C. Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. *Appl Nurs Res* 2008;21(3):153-8.
27. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31(7 Suppl):S421-8.
28. Redmond AC. The Foot Posture Index, Easy quantification of standing foot posture , Six item version: User Guide and Manual. 2005; [http://www.leeds.ac.uk/medicine/FASTER/FPI/index.htm]: Retrieved 10 December 2013.
29. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006;21(1):89-98
30. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35(8):479-86.
31. Franco AH. Pes Cavus and Pes Planus Analyses and Treatment. *Phys Ther*. 1987 May;67(5):688-94
32. van Emmerik RE, van Wegen EE. On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc Sport Sci Rev* 2002;30(4):177-83.

The effects of pronated foot posture and medial heel and sole wedge orthoses on static balance in older people

Fateme Hemmati¹, Saeed Forghany*

Original Article

Abstract

Introduction: Aging has been associated with increasing foot pronation and changes in foot mobility which may influence standing balance. Orthotic interventions change foot posture and load distribution under the foot and therefore may have important effects on balance in older people. To investigate whether a pronated foot posture is associated with poorer standing balance in older people and whether medial heel and sole wedge orthoses affect their standing balance.

Materials and Methods: Nine healthy older people with a pronated foot posture (age 67.1 ± 5.7 years) and Fourteen healthy elderly with normal foot posture (age 67.1 ± 6.4 years) were recruited. The Foot Posture Index was used to determine the pronated (FPI 7.5 ± 0.7) and normal (FPI 3.8 ± 1.5) foot posture. Static balance in double limb stance was assessed using Kistler force plate measures during four random shod conditions: 1) 5° medial heel and sole wedge; 2) 8° medial heel and sole wedge; 3) 5° flat EVA base insole; 4) 8° flat EVA base insole. Each of the four cases was completed with eyes open (three trials) and eyes closed (three trials). The center-of-pressure (COP) mean excursion, total path length of COP, mean velocity of COP and area of 95% confidence ellipse were derived as measures of standing balance.

Results: Participants with a pronated foot type demonstrated higher total and mean velocity excursion data in AP and ML directions, and larger ellipse, during normal standing, but this did not reach statistical significance ($P > 0.05$). There were no statistically significant effects from the four orthoses designs in the pronated nor the normal foot types ($P > 0.05$). Main effects for eye conditions were significant for center-of-pressure excursion and mean velocity in medial-lateral directions ($P < 0.001$) also for total excursion and mean distance in anterior-posterior direction. Also there were no significant differences in interaction of all conditions (foot posture \times eye condition \times orthoses) ($P > 0.05$).

Conclusion: A trend towards less stable balance was observed in pronated foot type but this was not significant. Use of orthoses had no effect on balance parameters including negating the effects of eyes closed. Orthoses showed no negative effects on standing balance and therefore do not pose a threat to balance (e.g. if they are used for another purpose).

Keywords: Aging, pronated foot posture, static balance, medial wedge orthoses

Citation: Hemmati F, Forghany S. The effects of pronated foot posture and medial heel and sole wedge orthoses on static balance in older people. *J Res Rehabil Sci* 2014; 9(6): 939-949.

Received date: 1/2/2013

Accept date: 23/10/2013

*- Assistant professor, Musculoskeletal Research Centre, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: saeed_forghany@rehab.mui.ac.ir

1- Master of Science student in Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran