●مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، دوره نهم، شمارهٔ ۲، خرداد – تیر ۱۳۸٦، صفحه ۲۵-۳۰
دریافت: ۸۵/۲/۲۳، ارسال جهت اصلاح: ۸۵/٤/۲۱، پذیرش: ۸٦/۲/۲٦

اثر ارتزهای سخت و نرم پا بر تعادل دینامیک دانشجویان دختر مبتلا به صافی کف پا

مریم محمدی [۱]، محمد اکبری*[۲]، حسن سعیدی [۱]
۱- مربی گروه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم پزشکی ایران ۲- استادیار گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران

سابقه و هدف: انواع گوناگونی از ارتزهای پا برای افراد دارای کف پای صاف تجویز می شوند. بررسی ها نشان می دهند که ارتزها نه تنها بیومکانیک اندام پایینی را بهبود داده بلکه بر برخی پارامترهای تعادلی افراد نیز تأثیرگذار هستند. فرض بر آن است که تأثیر اخیر بسته به سختی ارتزها متفاوت است. هدف از این مطالعه تعیین و مقایسه اثر ارتزهای سخت و نرم پا بر تعادل دینامیک دختران دارای کف پای صاف می باشد.

مواد و روشها: مطالعه حاضر به صورت یک کارآزمایی بالینی بر روی هر دو اندام ۲۰ فرد سالم با صافی دو طرفه کف پا انجام شد. به این منظور هر فردآزمون محدوده های ثبات را در دو جلسه و با دو هفته وقفه انجام داده بود.

یافته ها: اثر متقابل معنی داری بین گروه، جلسه و حالت مشاهده شد. در گروه ۲ در جلسه دوم، شاخص کلی محدوده های ثبات در حالت ایستادن با ارتز به طور معنی داری در مقایسه با حالت های دیگر بهبود یافت. همچنین، تغییرات معنی داری برای جلسه آزمون آشکار شد. در مقایسه با جلسه اول، در جلسه دوم شاخص کلی محدوده های ثبات افزایش و زمان تکمیل آزمون کاهش یافت.

بحث و نتیجه‌گیری: ارتزهای پا بسته به میزان سختی، اثرات سودمندی بر تعادل افراد دارای کف پای صاف دارند. این اثرات با توجه به حرکات مجموعه مچ پا از اهمیت متفاوتی برخوردار هستند. بنابراین توصیه که تجویز این وسایل با توجه به فعالیت های هر فرد صورت پذیرد.

واژه های کلیدی: *ارتز، دانشجویان دختر، صافی کف پا، تعادل.*

مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، دوره نهم، شماره ۲، خرداد – تیر ۱۳۸۶، صفحه ۲۵-۳۰

مقدمه

استفاده از ارتزهای پا روش درمانی مؤثری برای افراد مبتلا به دفورمیتی های ساختاری اندام پایینی به شمار می رود. بر اساس مطالعات انجام شده، عملکرد اصلی این وسایل کنترل دامنه و سرعت پرونیشن بیش از حد مفصل ساب تالار به همراه چرخش های اندام پایینی است (۱-۳). در سال های اخیر ادعا شده است که ارتزهای پا اثرات سودمندی نیز بر سیستم حسی ـ حرکتی دارند و به موجب آن عملکرد عصبی ـ عضلانی اندام پایینی را بهبود می دهند (۳). به منظور اثبات این ادعا، مطالعاتی پیرامون بررسی آثار این وسایل بر تعادل افراد مورد مطالعه به اختلالات تعادلی و حتی سالم انجام گرفته است. اگر چه در بسیاری از این مطالعات اثرات سودمندی گزارش شده اند (۴-۸)، در پاره ای دیگر تغییری در شاخص های ارزیابی مشاهده نشده است (۹-۱۱). از جمله دلایل عنوان شده برای توجیه تناقض موجود، تفاوت ساختار پای آزمودنی ها است (۱۲). امروزه اعتقاد بر این است که نوع ساختار پا می تواند بر برخی از شاخص های ثبات وضعیتی تأثیرگذار باشد (۱۳-۱۵). بر این اساس پیشنهاد شده است که تأثیر ارتزهای پا بر ثبات وضعیتی افرادی که دارای ساختارهای متفاوت پا هستند می تواند عامل مهمی در شناخت عملکرد ارتزها به شمار رود (۱۱). تاکنون مطالعات کمی جهت بررسی تأثیر ارتزها بر تعادل آزمودنی های مبتلا به دفورمیتی های پا انجام شده است. در مطالعه Olmsted و همکاران برخی از شاخص های

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]

تعادل استاتیک و دینامیک آزمودنی های دارای ساختار پای کیووس به طور معنی داری در حالت ایستادن با ارتز بهبود یافت. چنین تأثیری در گروه دارای ساختار پای پلانوس مشاهده نگردید (۱۶). یافته اخیر با نتایج مطالعه Rome و همکاران متفاوت است (۱۲). در مطالعه مورد نظر با وجود ارزیابی تعادل تحت شرایط استاتیک و در حالت ایستادن بر روی هر دو پا، شاخص نوسان داخلی ـ خارجی بعد از دو هفته استفاده از ارتز به طور معنی داری کمتر از گروه شاهد بود. تفاوت موجود بین نتایج مطالعات مورد نظر تأکیدی بر لزوم انجام بررسی های بیشتر در این زمینه است.

از سوی دیگر، فرض بر آن است که پاسخ تعادلی افرادی که دارای ساختارهای مختلف پا هستند بسته به خصوصیات ماده به کار رفته در ساخت ارتزها متفاوت باشد (۱۱). این فرض منطقی به نظر می رسد چرا که طبق شواهد موجود، ضخامت، سختی و انعطاف پذیری سطح اتکاء از جمله عوامل تأثیرگذار بر ثبات وضعیتی هستند (۱۷). بر اساس بررسی های صورت گرفته، محققین طرح حاضر مطالعه انجام شده ای جهت تعیین رابطه متقابل جنس ارتزهای پا و تعادل افراد دارای ساختارهای متفاوت پا پیدا نکردند. لذا این مطالعه با هدف تعیین و مقایسه تأثیر ارتزهای سخت و نرم پا بر تعادل دینامیک دانشجویان دختر مبتلا به صافی کف پا انجام گرفت.

مواد و روشها

این مطالعه به روش کارآزمایی بالینی در نیمه اول سال ۱۳۸۴ انجام شد. برای انتخاب افراد واجد شرایط شرکت در مطالعه قوس داخلی کف پای تمام دانشجویان دختر دانشکده علوم توانبخشی که در محدوده سنی ۱۸ الی ۳۰ سال قرار داشتند مورد ارزیابی قرار گرفتند. به این منظور از نسبت قوس استفاده شد که شاخصی دقیق و پایا جهت ارزیابی ساختار پا به شمار می رود (۱۸). کسانی که در پاهای آنها حاصل نسبت مورد نظر برابر با عدد ۰/۲۷۵ و یا کمتر بود به عنوان فرد مبتلا به صافی کف پا در نظر گرفته شدند و در مطالعه شرکت کردند (۱۹). افرادی که دارای شرایطی چون استفاده از ارتزهای حمایت کننده قوس در شش ماه گذشته، هر گونه مشکل تأثیرگذار بر تعادل در سیستم عصبی، بیماری های گوش داخلی، اختلال سیستم دهلیزی و یا عیوب غیر قابل اصلاح انکساری، سابقه آسیب، شکستگی و یا جراحی اندام پایینی در یک سال گذشته، دامنه حرکتی غیر طبیعی مفاصل اندام پایینی و یا قدرت غیر طبیعی عضلات اطراف مفصل مچ، مشکلات ارتوپدی جدی پا مانند خار پاشنه و یا التهاب نیام کف پایی و کوتاهی و یا دفورمیتی های شدید اندام پایینی (به غیر از صافی کف پا) بودند وارد مطالعه نشدند.

در نهایت ۲۰ فرد سالم مبتلا به صافی دو طرفه کف پا انتخاب شدند. آزمودنی ها پس از آگاهی از روش مطالعه و امضای رضایت نامه به طور تصادفی در ۲ گروه مساوی قرار گرفتند. برای هر آزمودنی یک جفت کفش و یک جفت ارتز حمایت کننده قوس پیش ساخته تهیه شد. کفش مورد نظر، ورزشی و از نوع آل استار بدون ساق بود. ضخامت کف این نوع کفش اندک (در حدود ۵ میلی متر) و میزان سختی آن در حد متوسط بود. ارتز بر اساس اندازه کفش آزمودنی و گروهی که در آن قرار گرفته بود، سفارش داده شد. آزمودنی های گروه ۱ با ارتز سخت و گروه ۲ با ارتز نرم ارزیابی شدند. ارتز سخت از فوم EVA (Ethyl Vinyl Acetate) با چگالی ۰/۲۶۲۶ gr/cm3 و ارتز نرم از فوم EVA با چگالی ۰/۰۷۴۶ gr/cm3 ساخته شده بودند. طول این ارتزها برابر با طول پا بود. ضخامت آنها در زیر پاشنه ۶ میلی متر بود و در مرکز قوس طولی داخلی، بسته به طول ارتز، به ۱۵ الی ۱۸ میلی متر می رسید. مناسب کردن ارتز پیش از اولین جلسه آزمون انجام می گرفت. به این منظور، آزمودنی بر روی یک صندلی می نشست و پا را در حالت عدم تحمل وزن قرار می داد. در این شرایط، ارتز در مقابل کف پای او قرار داده شده و دقت می شد که پد حمایت کننده قوس ارتز نسبت به قوس کف پای آزمودنی در مکان صحیحی قرار گیرد. بر این اساس، تغییرات مناسب در ابعاد ارتز داده می شد.

عملکرد تعادلی آزمودنی ها با استفاده از آزمون محدوده های ثبات ارزیابی شد. آزمون مورد نظر بر روی صفحه نیروی دستگاه تعادل بایودکس مدل ۳۰۲– ۹۴۵ (Biodex, Inc., Shirley, NY) انجام گرفت. شاخص های گزارش شده شامل شاخص کلی محدوده های ثبات به درصد و زمان تکمیل آزمون بر حسب ثانیه بود. محدوه های ثبات برای تعادل حالت ایستاده حداکثر انحرافی است که بدن می تواند از حالت عمودی بدون به هم خوردن تعادل داشته باشد. محدوده های ثبات برای افراد بالغ طبیعی در جهت جلو هشت درجه،

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]

پشت چهار درجه، و به طرف راست و چپ نیز هر کدام هشت درجه است. کوچک بودن شاخص کلی محدوده های ثبات و یا افزایش زمان تکمیل آزمون به معنای توانایی تعادلی پایین فرد هستند (۲۰). از دانشجویان خواسته شد که به منظور تطابق با کفش پیش از شروع آزمون ها طبق برنامه مشخصی که به آنها داده شده بود در حدود دو هفته از آن استفاده کنند. هر آزمودنی در دو جلسه و با دو هفته وقفه ارزیابی شد.

ارزیابی ها در مرکز تحقیقات دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ایران و در ساعت معینی از روز اجرا می شد. در هر جلسه، آزمون محدوده های ثبات به هنگام ایستادن به صورت یک پا بر روی صفحه نیروی بی ثبات دستگاه تعادل بایودکس و در سه حالت پابرهنه، با کفش و با کفش به همراه ارتز انجام گرفت. به این منظور، صفحه در سطح ثبات چهار قرار داده شد. فرض بر آن است که سطح ثبات دو، علاوه بر دارا بودن پایایی کمتر، برای بعضی از آزمودنی ها بسیار مشکل خواهد بود. همچنین، سطوح شش الی هشت، با وجود دارا بودن پایایی بیشتر، جهت آشکار کردن تفاوت های ظریف موجود در تعادل افراد سالم فاقد علائم بالینی از حساسیت کافی برخوردار نیستند (۲۱).

قبل از انجام آزمون در جلسه اول، به منظور آشنایی با روند انجام آزمون یک تمرین به هنگام ایستادن بر روی هر کدام از اندام ها انجام گرفت. پیش از آن، موقعیت هر یک از پاهای آزمودنی در مرکز صفحه بی ثبات دستگاه به گونه ای تنظیم شد که بتواند به راحتی ثبات آن را حفظ کرده و مکان نما را در مرکز هدف موجود بر روی صفحه نمایش قرار دهد. موقعیت مورد نظر ثبت گردید و پیش از تمامی آزمون ها، پای آزمودنی در آن قرار داده شد. از آزمودنی خواسته شد که در حین آزمون، دست ها را بر روی قفسه سینه جمع کرده و اندام دیگر را به نحوی خم کند که در تماس با زمین و یا پای حمایت کننده نباشد.

به منظور کاهش اثرات یادگیری و خستگی، آزمون در هر یک از حالت های بررسی یک مرتبه تکرار شد. ترتیب بررسی سه حالت ارزیابی به صورت تصادفی تعیین شد. همچنین، اندام ها به صورت متناوب بررسی گردیدند. در صورتی که در حین انجام آزمون تعادل فرد به هم می خورد، بلافاصله آزمون متوقف و پس از ۵ دقیقه استراحت تکرار می شد. در پایان جلسه اول آزمون، ارتز در داخل کفش آزمودنی قرار داده شد. از آزمودنی خواسته شد که طبق برنامه مشخصی از آن به مدت دو هفته استفاده کند به طوری که در پایان این دوره در حدود ۴۰ ساعت آن را پوشیده باشد. سپس، جهت ارزیابی مجدد مراجعه کند. در جلسه دوم، آزمون مشابه با جلسه اول انجام شد. ترتیب بررسی حالت ها و اندام ها نیز همانند جلسه اول بود.

بررسی های آماری با نرم افزار SPSS انجام گرفت. شاخصهای تعادلی (شاخص کلی محدوده های ثبات و زمان آزمون محدوده های ثبات) اندام غالب با غیر غالب هر یک از گروه ها در حالت های مورد بررسی در جلسه اول توسط آزمون t زوج مقایسه گردید. به منظور بررسی هر کدام از شاخص ها از آنالیز واریانس سنجش مکرر با دو عامل درون گروهی (جلسه آزمون و حالت ارزیابی) و یک عامل بین گروهی نیز استفاده شد. در صورت مشاهده نتایج معنی دار، جهت بررسی های بیشتر از آزمون t بونفرونی استفاده شد. در تمام آزمون ها، $p<۰/۰۵$ معنی دار محسوب شد.

یافته ها

در این بررسی به دلیل عدم مشاهده تفاوت معنی دار، بررسی های بعدی بر روی میانگین شاخص های تعادلی دو اندام انجام گرفت. نیمی از افراد، که میانگین سن، قد و وزن آنها به ترتیب ۲۱/۶۰±۲/۶۳، ۱۶۳/۲۵±۳/۳۷ و ۵۸/۸۵±۷/۶۳ بود، در گروه ۱ و نیم دیگر، که میانگین سن، قد و وزن آنها به ترتیب ۲۲/۰۰±۲/۰۵، ۱۶۱/۰۵±۳/۴۳ و ۵۷/۶۰±۷/۲۳ بود، در گروه ۲ قرار گرفتند.

اثر متقابل معنی داری بین حالت ارزیابی، جلسه آزمون و گروه مشاهده شد ($F_{۲،۷۶}$ = ۴/۷۴۸؛ $p<۰/۰۱۱$). نتایج آزمون t بونفرونی نشان دادند که در گروه ۲ در جلسه دوم آزمون، شاخص کلی محدوده های ثبات در حالت ایستادن با ارتز نسبت به دو حالت دیگر بطور معنی داری بهبود یافت ($p<۰/۰۴۱$). جلسه آزمون اثر اصلی معنی داری بر شاخص کلی محدوده های ثبات ($p<۰/۰۰۱$؛ $F_{۱،۳۸}$=۱۲/۰۰۹) و زمان تکمیل آزمون ($F_{۱،۳۸}$=۱۲/۰۵۲؛ $p<۰/۰۰۱$) داشت. بررسی ها حاکی از آن بودند که شاخص کلی محدوده های ثبات و زمان تکمیل آزمون در جلسه دوم آزمون در مقایسه با جلسه اول به ترتیب افزایش و کاهش می یابند ($p<۰/۰۳۹$) (جداول ۱ و ۲).

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار شاخص کلی محدوده های ثبات در دو گروه مورد مطالعه (بر حسب درصد)

	جلسه اول آزمون			جلسه دوم آزمون		
	پابرهنه	با کفش	با ارتز	پابرهنه	با کفش	با ارتز
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
گروه ۱	۱۸/۷۰(۳/۷۱)	۱۹/۱۵(٤/۹٦)	۱۹/۲٥(٦/٤٥)	۱۹/۷٥(٥/۳۱)	۱۹/٦۰(۳/۸۷)	۲۰/۹٥(٤/۷۸)
گروه ۲	۱۷/۳٥(٦/۲۱)	۱۷/٤٥(٦/۰۱)	۱۷/٤۰(٦/٦٦)	۱۷/۹٥(٦/٤۰)	۱۷/۸٥(٦/٤۲)	۲۳/۱۰(٦/٤۱)

p<۰/۰۵

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار زمان آزمون محدوده های ثبات در دو گروه مورد مطالعه (بر حسب ثانیه)

	جلسه اول آزمون			جلسه دوم آزمون		
	پابرهنه	با کفش	با ارتز	پابرهنه	با کفش	با ارتز
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
گروه ۱	۷۳/۳٥(۱۰/۰۸)	۷٥/٥٥(۱٤/۰٦)	۷٤/٦٥(۱۱/٥۹)	۷٤/۷۰(۸/۳۷)	۷۳/٥٥(٥/٦۷)	٦۹/۳٥(۱۲/۷٤)
گروه ۲	۸۱/۱٥(۱٤/۰٦)	۸۰/۹٥(۱۳/٤۹)	۸۲/۱۰(۱۲/۰۷)	۷٦/۸٥(۸/٤۲)	۷٥/٦٥(۸/۲۸)	۷٤/۳٥(۱۱/۰٦)

p<۰/۰۵

بحث و نتیجه گیری

عدم مشاهده هر گونه تفاوت معنی دار آماری بین حالت ایستادن با ارتز و دو حالت دیگر ارزیابی را در جلسه اول می توان علاوه بر عدم تطابق با ارتز به ساختار سخت آن نسبت داد. این امر می تواند هر گونه تأثیر مثبت مربوط به قرار گرفتن مرکز فشار در یک موقعیت مرکزی را به موجب محدود شدن دامنه حرکتی لازم برای رسیدن به بعضی از هدف ها خنثی کند. این عامل مانع از بهبود عملکرد آزمودنی ها بعد از دو هفته استفاده از ارتز شد به طوری که در جلسه دوم آزمون نیز هیچ تفاوت معنی داری بین حالت های مختلف ارزیابی مشاهده نشد.

در مقابل در گروه ۲ بعد از دو هفته استفاده از ارتز، شاخص کلی محدوده های ثبات به طور معنی داری بهبود یافت. نوع ساختار غیر طبیعی می تواند بر دامنه حرکتی مفاصل تأثیرگذار باشد و به موجب آن تغییرات مکانیکی و عصبی ـ عضلانی را سبب شود که محدوده های ثبات فرد را در بعضی از جهت ها تحت تأثیر قرار دهند. چون چرخش به داخل بیش از حد پا منجر به قرار گرفتن مفاصل ساب تالار و میدتارسال در انتهای دامنه حرکتی می شد و از طرفی سبب می شود که به هنگام ایستادن بر روی یک اندام، مرکز فشار به داخل جابجا و به لبه داخلی سطح اتکاء نزدیک شود. عوامل مذکور می توانند محدوده های ثبات را در برخی از جهت ها کاهش دهند (۱۵). در مقابل، ارتزهای نرم با تطبیق مناسب با پا، الگوی توزیع فشار کف پایی را تغییر می دهند. این عامل علاوه بر افزایش فعال سازی گیرنده های کف پایی و بهبود پس خور حسی ــ پیکری لازم جهت کنترل وضعیتی، موقعیت مرکز فشار را نسبت به لبه های سطح اتکاء تغییر می دهد. این امر می تواند به بهبود استراتژی های کنترل وضعیتی منجر شود (۳و۱۵). بر این اساس، بهبود عملکرد آزمودنیهای گروه ۲ در جلسه دوم آزمون توجیه پذیر است. چنین تغییری در جلسه اول به دلیل عدم تطابق آزمودنی ها با ارتز و ماهیت نرم آن مشاهده نشد. زمان انجام آزمون در هر دو گروه در جلسه دوم بهبود نشان داد (کمتر شد) ولی بین دو مرحله آزمون تفاوت معنی دار آماری بدست نیامد. این بهبودی نسبی در جلسه دوم ممکن است ناشی از کسب مهارت در انجام آزمون در نتیجه تکرار آن باشد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]

یکی از محدودیت های مطالعه حاضر این بود که ساختار پای آزمودنی ها در شرایط ایستایی ارزیابی گردید اما شاخص های تعادلی آنها تحت شرایط دینامیک بررسی شد، ولی روشی برای ارزیابی ساختار پا در حالت دینامیک در دست نیست (۲۲). محدودیت دیگر اینکه، دستگاه تعادل بایودکس اطلاعات روشنی را در مورد کینماتیک مفاصل اندام پایینی نشان می دهد ولی امکان تفکیک میزان مشارکت تک تک مفاصل اندام را فراهم نمی آورد (۲۳).

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، ارتزهای پا بسته به میزان سختی، اثرات سودمندی بر تعادل افراد مبتلا به صافی کف پا دارند. بهتر است مطالعات آتی تأثیر این مداخلات را بر افراد دارای ساختار پای کیووس و طبیعی بررسی کنند. همچنین، انجام بررسی های گذشته نگر در مورد آثار بالینی میزان سختی ارتزهای پا در طولانی مدت ضروری به نظر می رسد. ارتزهای نرم پا می توانند محدوده های ثبات زنان مبتلا به صافی کف پا را بهبود دهند. این امر مستلزم دو هفته استفاده از ارتز است. در این مدت، علاوه بر تغییر در عملکرد عصبی ـ مکانیکی اندام پایینی، ماده نرم ارتز به میزانی متراکم و سخت تر می شود که اثرات سودمندی بر تعادل دینامیک آزمودنیهای مبتلا به صافی کف پا دارد. از لحاظ بالینی به نظر می رسد که برای انجام فعالیتهایی که مستلزم چرخش پا حول محور عمودی می باشند یا نیروها در چندین جهت به پا اعمال می شوند، ارتزهای نیمه سخت در اولویت قرار دارند، چرا که در این شرایط ارتز می بایست علاوه بر حمایت قوس طولی داخلی، اورژن مفصل ساب تالار را به منظور فراهم آمدن انعطاف پذیری بیشتر قسمت پیشین پا ممکن سازد.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از همکاری مسئولین محترم مرکز تحقیقات بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران تشکر و قدردانی می گردد.

****

References

1. Baitch SP, Blake RL, Fineagan PL, Senatore J. Biomechanical analysis of running with 25 degrees inverted orthotic devices. J Am Podiatr Assoc 1991; 81(12): 647-52.

2. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21(6): 317-27.

3. 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.

4. Orteza LC, Vogelbach WD, Denegar CR. The effect of molded and unmolded orthotics on balance and pain while jogging following inversion ankle sprain. J Athl Train 1992; 27(1): 80-4.

5. Guskiewicz KM, Perrin DH. Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. J Orthop Sports Phys Ther 1996; 23(5): 326-31.

6. 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; 20(9): 590-601.

7. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. J Athl Train 2000; 35(1): 26-30.

8. Hertel J, Denegar CR, Buckley WE, Sharkey NA, Stokes WL. Effect of rearfoot orthotics on postural control in healthy subjects. J Sports Rehabil 2001; 10(1): 36-47.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]

9. Kelaher D, Mirka GA, Dudziak KQ. Effects of semi-rigid arch-support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. Appl Ergon 2000; 31(5): 515-22.

10. Hertel J, Denegar CR, Buckley WE, Sharkey NA, Stokes WL. Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82(7): 1000-3.

11. 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.

12. 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.

13. 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): 129–32.

14. 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.

15. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.

16. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sports Rehabil 2004; 13(1): 54-66.

17. Robbins S, Waked E, Krouglicof N. Improving balance. J Am Geriatr Soc 1998; 46(11): 1363-70.

18. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and medial longitudinal arch: reliability and validity. Phys Ther 2000; 80(9): 864–71.

19. Williams DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. Gait Posture 2004; 19(3): 263–9.

20. Biodex System Operation and Service Manual (#945- 300). Shirley, NY. Biodex Medical Systems, Inc; 1995.

21. Paterno MV, Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. J Orthop Sports Phys Ther 2004; 34(6): 305–16.

22. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: A critical review of current methods. Gait Posture 2002; 15(3): 282-91.

23. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. J Athl Train 1998; 33(4): 323-7.

* آدرس نویسنده مسئول: تهران، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، گروه فیزیوتراپی، تلفن:۲۲۲۲۷۱۲٤-۰۲۱.

akbarimo43@yahoo.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1386.9.2.4.7]