

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۴
دوره ۷، شماره ۱، ص: ۱۴۳-۱۶۲
تاریخ دریافت: ۱۹ / ۱۲ / ۹۲
تاریخ پذیرش: ۲۸ / ۰۲ / ۹۳

تأثیر ناهنجاری های اسکلتی عضلانی کف پای صاف، گود و انگشت شست کج بر نوسانات پاسچر در وضعیت ایستاده

علی یلفانی^{۱*} - الهام امینی سمیرمی^۲ - زهرا رئیسی^۳

۱. دانشیار، گروه آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران،
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی،
دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران، ۳. دانشجوی دکتری، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت
بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

اخیراً متخصصان علوم حرکتی برای تعیین کمیت حس عمقی استفاده از نتایج اندازه گیری های فرعی، شامل سنجش پایداری پاسچر و نوسانات پاسچر را پیشنهاد کرده اند. با توجه به اینکه ساختار پا عامل مؤثری بر عملکرد حرکتی انسان است، هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر ناهنجاری های اسکلتی عضلانی کف پای صاف، گود و انگشت شست کج بر نوسانات پاسچر در وضعیت ایستاده است. ۴۸ دانشجوی دختر با میانگین سن $24/11 \pm 2/64$ سال، قد $158/53 \pm 5/92$ سانتی متر و وزن $55/79 \pm 7/94$ کیلوگرم در این پژوهش شرکت کردند. ناحیه و سرعت نوسانات پاسچر با دستگاه FDM- S Foot Pressing force اندازه گیری شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از ANOVA یکطرفه در سطح ۵ درصد استفاده شد. نتایج آماری نشان داد که بین پای گود و نرمال، انگشت شست کج و سالم و همچنین بین پای گود و انگشت شست کج با گروه دارای کف پای صاف اختلافات معناداری وجود دارد ($P < 0/05$). یافته ها نشان داد بین پای صاف و نرمال اختلافات معناداری وجود ندارد ($P > 0/05$). نتایج این مطالعه نشان داد ساختارهای مختلف کف پای روی فاکتورهای نوسانات پاسچر تأثیر دارد؛ بنابراین طبقه بندی نوع پا و میزان دفورمیتی در هردو زمینه تحقیقی و کلینیکالی اهمیت بسیاری دارد و باید مورد توجه محققان قرار گیرد، همچنین مربیان ورزشی و درمانگران باید این یافته ها را به منظور طراحی و کاربرد برنامه های ورزشی و توانبخشی مورد نظر قرار دهند.

واژه های کلیدی

پای صاف، پای گود، سرعت نوسانات، شست کج، ناحیه نوسانات.

مقدمه

قوس پا نتیجه تکامل مداوم حرکات بنیادی انسان مانند راه رفتن است (۲۰۰۱۹). در میان مهره‌داران تنها انسان دارای قوس کف پاست (۲۳). ساختار آناتومیکی قوس‌های عرضی، طولی داخلی و طولی خارجی موجب شکل‌گیری عملیات پایداری و تولید نیرو برای حرکت بدن به سمت جلو در کلیه فعالیت‌های انسان می‌شود (۲۳، ۱۷). با استفاده از شاخص‌های قوس کف پا می‌توانیم شکل کف پا را به سه نوع، کف پای صاف^۱، کف پای گود^۲ و کف پای نرمال^۳ تقسیم کنیم که با توجه به نتایج مختلف در مطالعات پیشین هر یک تأثیر متفاوتی بر عملکرد افراد و ورزشکاران دارند. نتایج برخی مطالعات نشان دادند که کف پای صاف روی سرعت، استقامت و تعادل تأثیر دارد (۲۹، ۴). برخی محققان معتقدند که کف پای گود برای عملکرد ورزشکاران دوی سرعت ساختار مناسبی نیست (۷). همچنین نتایج تحقیق میلگروم و همکاران (۲۰۰۷)، نشان داد که اختلافات ساختاری انواع پا سبب اختلاف معنادار در نیروی عکس‌العمل زمین و تخریب پا می‌شود. این تغییرات در ساختار و تخریب نیروی عکس‌العمل زمین و نیروی عضلات پا در حین راه رفتن تأثیر می‌گذارد (۳۱). نتایج کار برن و همکاران (۲۰۰۵) نشان داد بیشتر ورزشکارانی که به آسیب استفاده بیش از حد مبتلا شده‌اند، دارای سوپینیشن پا هستند (۶). ساختار ناهنجار پا در توسعه آسیب‌شناسی زانو به‌منظور پیشگیری و درمان آسیب حائز اهمیت است (۷). میزان صافی کف پا با حرکات اضافی در نواحی پا و ساق پا همراه است و با بروز آسیب‌هایی مانند ACL (۳)، شین اسپلنت (۲)، استرس فراکچر درشت‌نی (۴۲)، التهاب نیام کف‌پایی (۴۵)، سندروم درد کشککی رانی (۱۴) و تندونیت آشیل (۴۴) ارتباط دارد.

انگشت شست کج^۴ نیز یکی از دفورمیتی‌های شایع اندام تحتانی به‌شمار می‌رود که بیشتر در زنان و به‌ویژه در سنین بالا، اتفاق می‌افتد (۱۲، ۸). این مسئله مهم است که به ریسک‌فاکتورهایی برای هالوکس والگوس به‌منظور پیشگیری آن توجه شود، زیرا هالوکس والگوس با اختلال در تعادل و راه رفتن ترکیب می‌شود و خطر افتادن را افزایش می‌دهد (۲۶). کنترل پاسچر عامل بسیار مهمی در حفظ تعادل طی ایستادن، راه رفتن، کار یا مواقع مواجهه با آشفتگی‌های ناگهانی در زندگی روزمره است که نتیجه ورودی‌های حسی، پردازش مرکزی و پاسخ‌های عصبی عضلانی است. ورودی‌های حسی حاصل ادغام

1. Pes Planus
2. Pes Cavus
3. Pes Rectus
4. Hallux valgus

اطلاعات بینایی، دهلیزی و حس عمقی است، درحالی‌که پاسخ‌های عصبی عضلانی به فعال‌سازی مناسب عضلات برای اعمال نیروهای لازم برای حفظ پاسچر یا پاسخ دادن به آشفتگی‌های داخلی و خارجی وابسته است، از طرفی نشان داده شده است که کلیه این عملکردها با افزایش سن کاهش می‌یابد (۵،۴۴،۴۵).

کنترل پاسچرال^۱ در وضعیت ایستاده عبارت است از حفظ مرکز جرم بدن در محدوده سطح اتکا از مرکز فشار^۲ (COP) که اغلب برای سنجش کنترل پاسچر، از طریق اندازه‌گیری مقدار نوسانات بدن استفاده می‌شود. اندازه‌گیری نوسان پاسچر، به‌ویژه در حالتی که اطلاعات حس عمقی کاهش می‌یابد، می‌تواند نشانه‌ای از خطر افتادن افراد در آینده باشد (۴۲). طی ایستادن، تعادل پاسچرال از طریق تلاش مداوم اسکلتی - عضلانی - بینایی - سیستم حس عمقی و سیستم دهلیزی، حفظ می‌شود. اندازه‌گیری نوسانات پاسچرال روش ساده و معمول برای ارزیابی ثبات پاسچرال طی ایستادن است. جابه‌جایی مرکز فشار به‌طور وسیعی برای استنباط سازوکارهای نورولوژیک و بیومکانیکی کنترل پاسچرال، استفاده می‌شود (۳۳). نوسان پاسچرال اندازه‌گیری مجزایی است که به‌عنوان حرکات مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا، برای حفظ تعادل پاسچرال است. دامنه و الگوی نوسان پاسچر نتیجه ترکیب پویای ورودی‌های حسی تنه و اندام تحتانی، به‌علاوه هماهنگی پاسخ‌های عصبی - عضلانی است (۳۴). ارزیابی وضعیت بدنی ایستا، به‌عنوان مبانی شناسایی عدم تعادل عضلانی در نظر گرفته می‌شود. ارزیابی وضعیت بدنی ایستا، نواحی مشکل‌آفرین زیادی را که باید به‌منظور روشن ساختن مشکلات پیش رو، مورد توجه قرار گیرد، می‌سازد. این امر به ما اجازه می‌دهد تا به‌جای درمان علائم به پیشگیری عوامل خطرآفرین بپردازیم (۳۰). علاوه بر این سنجش کنترل پاسچرال در طب ورزش برای انتخاب ورزشکاران بااستعداد و ورزشکاران در معرض خطر آسیب‌دیدگی و برای پیشگیری از آسیب‌های ورزشی استفاده می‌شود. کنترل پاسچر اغلب با شاخص‌های به‌دست‌آمده از مرکز فشار مانند سرعت و ناحیه جابه‌جایی مرکز فشار تفسیر می‌شوند (۱۵).

در همین راستا، نتایج پژوهش مارتین و همکاران (۲۰۰۵) نشان داد وضعیت پا با نوسانات پاسچر مرتبط است (۴۱). همچنین تسی و همکاران (۲۰۰۶) پی بردند افراد دارای پای سوپینیت به‌طور معناداری متوسط سرعت مرکز فشار بزرگ‌تر و جابه‌جایی‌های مرکز فشار بیشتری در راستای قدامی

1 . Postural control

2 . Center of Pressure (COP)

خلفی و داخلی خارجی نسبت به افراد نرمال داشتند (۴۳). کوب و همکاران (۲۰۰۴) در مقایسه پای صاف و نرمال، گزارش کردند که کنترل پاسچرال در گروه دارای کف پای صاف در راستای قدامی خلفی کاهش داشت (۹). شایان ذکر است که کوب و همکارانش واروس جلوی پا را به عنوان بررسی ساختار پا، در نظر گرفتند که افزایش واروس جلوی پا با کاهش پایداری همراه بود. کوت و همکاران (۲۰۰۵) نیز به تعیین اینکه آیا پای پرونیته و سوپینیت روی اندازه گیری های تعادل استاتیک و دینامیک تأثیر می گذارد، پرداختند (۱۱). آنها از روش افت ناوی^۱ برای ارزیابی پای پرونیته^۲ و سوپینیت^۳ و از سیستم سنجش تعادل چتکس در حالت های ایستادن تک پا با چشمان باز و بسته - نوسانات قدامی خلفی و داخلی خارجی برحسب سانتی متر استفاده کردند. نتایج پژوهش آنان نشان داد، شاخص پایداری سنجش شده در افراد با پای پرونیته نسبت به سوپینیت بیشتر است؛ اما هیچ کدام از گروه ها اختلاف معناداری با گروه نرمال نداشت. در ضمن در این پژوهش ثبت آزمون ها به صورت سه تلاش پانزده ثانیه ای بود (۱۱). از سوی دیگر منز و همکاران (۲۰۰۶) وضعیت پا را به عنوان شاخص پیش بینی آزمون های عملکردی و تعادل رد کردند. آنها از روش هشت فاکتوره FPI^۴ برای سنجش ساختار پا استفاده کردند (۲۴).

پژوهش های بسیاری به بررسی تعادل در افراد مختلف، در زمینه هر کدام از کاراکترهای حفظ تعادل پرداخته اند، لیکن اخیراً متخصصان علوم حرکتی برای تعیین کمیت حس عمقی استفاده از نتایج اندازه گیری های فرعی، شامل سنجش پایداری پاسچر و نوسانات پاسچر را پیشنهاد کرده اند. حس عمقی و تعادل از عوامل مؤثر بر ارتقای عملکرد و پیشگیری از آسیب های ورزشی اند، اما تأثیر بدراستایی های مختلف پا بر آنها کمتر بررسی شده است. اگرچه پژوهش هایی به بررسی تعادل در گروه های دارای ناهنجاری های کف پای پرده اند، توافقی بین مطالعات در مدت زمان اندازه گیری نوسانات و دستگاه اندازه گیری اطلاعات فشار کف پای و روش ایستادن وجود ندارد. ضمن اینکه بیشتر مطالعات به بررسی انحرافات در راستای قدامی خلفی یا داخلی خارجی پرداخته اند یا صرفاً یکی از عوامل ناحیه و سرعت نوسانات پاسچر را به تنهایی بررسی کرده اند (۹، ۱۱، ۱۳، ۱۶، ۱۸، ۲۲)؛ بنابراین محققان در مطالعه حاضر به بررسی نوسانات پاسچر در مدت ۳۰ ثانیه در گروه های دارای کف پای صاف، کف پای گود و انگشت

-
- 1 . Navicular Drop
 - 2 . Pronated
 - 3 . Supinated
 - 4 . Foot Posture Index

شست کج با دستگاه اندازه‌گیری فشار کف پا در روش‌های مختلف ایستادن جفت‌پا و تک‌پا روی هر دو پای راست و چپ در وضعیت‌های چشم‌باز و بسته روی گروه‌های همسان پرداختند.

روش تحقیق

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی است که با شرکت ۴۸ نفر از دانشجویان دختر دانشگاه بوعلی سینا که به روش نمونه‌گیری غیرتصادفی ساده یا در دسترس انتخاب شدند، انجام گرفت. شرایط عمومی شرکت در این تحقیق عبارت بود از نداشتن سابقه بیماری‌های عصب‌شناختی، قلبی - عروقی، متابولیکی، روماتیسمی، بیماری‌های دهلیزی، سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی و آسیب‌های اسکلتی عضلانی. آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش در پای برتر نیز همسان شده بودند و افرادی که پای برترشان پای راست بود، انتخاب شدند. همچنین افرادی که برای حضور در پژوهش انتخاب شدند، فاقد ناهنجاری‌های شدید در اندام فوقانی بودند. افراد از نظر راستای لگن و ابتلا به ناهنجاری‌های اندام فوقانی بررسی شده و در صورت ابتلا به این ناهنجاری‌ها از مطالعه حذف می‌شدند. فرم رضایت آگاهانه کتبی، به‌منظور شرکت در این کار پژوهشی نیز توسط تمامی آزمودنی‌ها پیش از شروع تحقیق تکمیل شد.

از روش برودی^۱ برای بررسی ساختار کف پای گود و صاف از طریق اندازه‌گیری افت ناوی، استفاده شد. برای اندازه‌گیری میزان افت ناوی از روش برودی، ابتدا از فرد خواسته می‌شد که روی صندلی بنشیند و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهد. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل ساب‌تالار قرار داده می‌شد، به‌طوری‌که آزمونگر انگشت اشاره را در قسمت برجسته استخوان تالار و انگشت شست را در قسمت جلو و زیر قوزک داخلی پا قرار می‌داد و فرد به آرامی پای خود را به داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشتان اشاره و شست محقق در یک راستا قرار گیرد. در این حالت ابتدا زائده استخوان ناوی علامت زده شده و سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا بایستد و در این حالت هم فاصله برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین اندازه‌گیری شد. در صورتی‌که اختلاف این دو حالت بین ۵ تا ۹ میلی‌متر باشد، قوس کف پای فرد نرمال، اختلاف بیشتر از ۱۰ میلی‌متر کف پای صاف و اختلاف کمتر از ۴ میلی‌متر، کف پای فرد گود در نظر گرفته می‌شود (۱). دامنه ICC از ۰/۷۳ تا ۰/۹۶ برای پایایی اینترتستر و اینترراستر توسط سل و همکاران (۱۹۹۴) هنگام استفاده از این تست، گزارش شد (۳۹). منز و همکاران (۲۰۰۵) نیز به این نتیجه رسیدند که ارتفاع ناوی به‌طور معناداری با اندازه‌های رادیوگرافی متناظر در ارتباط

1 . Brody

است (Pearson $r = 0.79$). زاویه انگشت شست کج با اندازه‌گیری زاویه بین راستای استخوان متاتارس اول و راستای استخوان بندانگشتی اول تعیین شد (۱). اطلاعات مرکز فشار و نیرو با استفاده از دستگاه FDM-S Foot Pressing force ساخت شرکت زبریس^۱ آلمان، ثبت شد. این صفحه اندازه‌گیری فشارهای کف پای با ابعاد ۵۴*۳۴ سانتی‌متر، دارای ۲۵۶۰ سنسور با حساسیت بالا (یک سنسور در هر سانتی‌متر مربع) است که میزان فشار را در دامنه ۱-۱۲۰ نیوتن بر سانتی‌متر مربع ثبت می‌کند. با توجه به نتایج مطالعات قبلی مبنی بر اعتبار بالای فاکتورهای سرعت و محدوده نوسانات مرکز فشار در سنجش کنترل پاسچر (۳۸)، در این مطالعه محققان فاکتورهای ذکرشده را انتخاب و بررسی کردند.

از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد بدون کفش در وضعیت ایستاده جفت پا به‌طور معمول و همچنین در حالت ایستاده تک پا با هر کدام از پاهای راست و چپ با چشمان باز و بسته روی صفحه اندازه‌گیری فشار کف پای بایستند. آزمودنی‌ها باید به نقطه مشخص‌شده‌ای روی دیوار در فاصله دومتری خود در وضعیت‌های چشم باز نگاه می‌کردند. اطلاعات مرکز فشار و نیرو در مدت ۳۰ ثانیه با فرکانس ۵۰ هرتز توسط دستگاه ثبت می‌شد. هر تست برای آزمودنی سه بار تکرار شده، بین تکرارها یک دقیقه استراحت به آزمودنی داده می‌شد و میانگین تکرارها به‌عنوان نتیجه نهایی بررسی و تجزیه و تحلیل شد.

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک^۲ و به‌منظور بررسی هر کدام از فاکتورهای نوسان پاسچر در گروه‌های دارای ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی از آزمون آنوای یک‌راهه^۳ در سطح معناداری $P=0/05$ استفاده شد. داده‌ها به‌وسیله نرم‌افزار آماری SPSS، نسخه ۲۰ تجزیه و تحلیل شدند.

نتایج و یافته‌های تحقیق

اطلاعات مربوط به معاینات اندام تحتانی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، گروه‌ها در افت ناوی و زاویه انگشت شست کج اختلاف معناداری باهم دارند.

-
- 1 . Zebris
 - 2 . Shapiro - Wilk
 - 3 . One Way Anova

جدول ۱. مشخصات عمومی و اندازه‌گیری‌های اندام تحتانی آزمودنی‌ها				
تعداد	گروه نرمال	انگشت شست کج	کف پای گود	کف پای صاف
	۱۲	۱۲	۱۲	۱۲
سن (سال)	۲۴/۵۸±۳/۱۸	۲۴/۳۰±۳/۲۰	۲۴/۴۰±۲/۴۱	۲۳/۱۷±۲/۳۳
قد (سانتی‌متر)	۱۵۹/۱۲±۵/۶۱	۱۵۸/۸۱±۷/۰۱	۱۵۷/۸۳±۸/۳۶	۱۵۸/۳۹±۳/۹۴
وزن (کیلوگرم)	۵۱/۸۳±۶/۰۲	۵۷/۶۹±۹/۴۹	۵۳/۹۹±۷/۸۶	۵۹/۶۶±۷/۷۵
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۰/۴۱±۲/۰۶	۲۲/۵۷±۲/۶۴	۲۱/۶۱±۲/۱۱	۲۳/۷۴±۳/۰۱
طول حقیقی پای راست	۸۳/۲۸±۳/۸۹	۸۳/۴۵±۴/۶۹	۸۱/۲۶±۵/۷۰	۸۲/۹۳±۲/۴۹
طول حقیقی پای چپ	۸۳/۴۲±۳/۹۷	۸۳/۲۴±۴/۶۷	۸۱/۲۰±۵/۸۳	۸۳/۳۸±۲/۵۶
طول پای راست	۲۴/۷۳±۱/۲۸	۲۳/۹۵±۰/۸۹	۲۳/۱۰±۱/۸۶	۲۳/۹۹±۰/۵۳
طول پای چپ	۲۴/۷۲±۱/۳۷	۲۳/۸۰±۰/۸۹	۲۳/۲۰±۱/۹۰	۲۴/۱۷±۱/۲۳
میزان افت ناوی پای راست (میلی‌متر)	۷/۱۶±۱/۱۵	۷/۵۵±۱/۱۱	۳/۴۳±۰/۶۸*	۱۳/۳۳±۳/۲۳*
میزان افت ناوی پای چپ (میلی‌متر)	۷/۵۰±۱/۳۶	۶/۸۳±۱/۰۰	۳/۵۷±۱/۲۲*	۱۳/۰۴±۲/۷۵*
زاویه شست کج پای راست به درجه	کمتراز ۱۵ درجه	۲۲/۱۵±۵/۵۷*	کمتراز ۱۵ درجه	کمتراز ۱۵ درجه
زاویه شست کج پای چپ به درجه	کمتراز ۱۵ درجه	۲۴/۵۷±۶/۹۹*	کمتراز ۱۵ درجه	کمتراز ۱۵ درجه

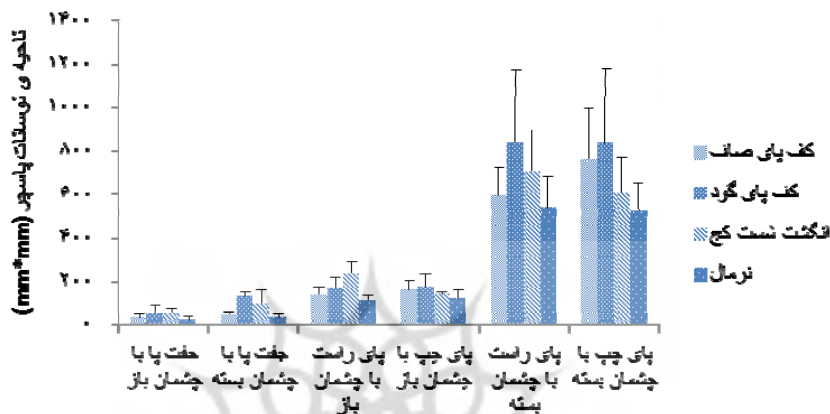
*اختلاف معنادار در سطح ۰/۰۵

طول حقیقی پا: فاصله خار خارهای قدامی فوقانی تا قوزک داخلی.

طول پا: فاصله ابتدای پاشنه تا انتهای بلندترین انگشت.

نمودار ۱ میانگین و انحراف استاندارد ناحیه نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن را در چهار گروه دارای کف پای صاف، کف پای گود، انگشت شست کج و گروه نرمال نشان می‌دهد.

همان‌طور که مشاهده می‌شود، هرچه از وضعیت‌های ایستادن تحت چالش کمتر (ایستادن روی هر دو پا، ایستادن با چشم باز) به سمت ایستادن تحت چالش بیشتر (ایستادن تک‌پا، ایستادن با چشم بسته) پیش می‌رویم، ناحیه نوسانات پاسچر افزایش می‌یابد. نتایج تست آنوا در ناحیه نوسانات پاسچر نیز حاکی از اختلاف معنادار بین گروه‌ها در تمامی روش‌های ایستادن است.



نمودار ۱. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد ناحیه نوسانات پاسچر گروه‌های دارای کف پای صاف، گود، انگشت شست کج و نرمال در روش‌های مختلف ایستادن

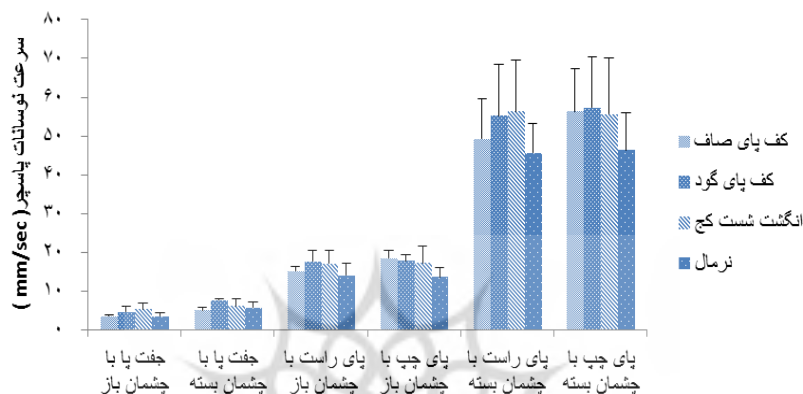
نتایج تست تعقیبی توکی نمایش داده شده در جدول ۲ نشان داد که ناحیه نوسانات پاسچر در گروه دارای کف پای گود در تمام روش‌های ایستادن به‌طور معناداری بیشتر از گروه نرمال است ($P < 0.05$)؛ اما ناحیه نوسانات پاسچر در گروه دارای کف پای صاف در تمامی روش‌های ایستادن اختلاف معناداری با گروه نرمال نداشت ($P > 0.05$). ولی گروه دارای کف پای صاف در ایستادن تحت چالش کمتر همانندی بیشتری به گروه نرمال دارد ($P = 0.74$) و هرچه چالش افزایش می‌یابد، به اختلاف مشخص‌تری از گروه نرمال پی می‌بریم ($P = 0.06$). گروه دارای انگشت شست کج نیز در ایستادن تحت چالش کمتر اختلاف معناداری با گروه نرمال دارد ($P < 0.05$)، اما در ایستادن تحت چالش بیشتر اختلاف معناداری با گروه نرمال ندارد ($P > 0.05$). گروه دارای انگشت شست کج در ایستادن تحت چالش کمتر با گروه دارای کف پای گود همانندی دارد، اما با افزایش چالش، عملکرد بهتری نسبت به گروه دارای کف پای گود نشان داد.

جدول ۲. ناحیه نوسانات پاستر (میلی متر مربع)

معناداری	انگشت شست کج			کف پای صاف			کف پای گود			نرمال			وضعیت ایستادن	
	کف	گروه	انگشت	کف	گروه	انگشت	کف	گروه	انگشت	کف	انگشت	کف		پای
F=۵۳۳۲ SIG=۰/۰۰	-/۱۴	-/۸۹	*/۰۱	-/۱۴	-/۱۱	-/۷۶	-/۹۹	-/۱۱	*/۰۱	-/۷۴	*/۰۱	-/۷۴	*/۰۱	چفتا با چشمن باز
F=۱۹۳۳۱ SIG=۰/۰۰	*/۰۰	-/۱۰	*/۰۰	*/۰۰	*/۰۰	-/۸۰	-/۱۰	*/۰۰	*/۰۰	-/۸۰	*/۰۰	-/۸۰	*/۰۰	چفتا با چشمن بسته
F=۲۱۸۷ SIG=۰/۰۰	*/۰۰	*/۰۰	*/۰۰	-/۱۶	-/۱۶	-/۳۶	*/۰۰	-/۱۶	*/۰۰	-/۳۶	*/۰۰	-/۳۶	*/۰۰	پای راست با چشمن باز
F=۳۲۹۲ SIG=۰/۰۱	-/۶۸	-/۱۹	-/۶۲	-/۸۰	-/۸۰	-/۱۰	-/۸۹	-/۸۰	*/۰۱	-/۱۰	-/۶۲	-/۱۰	*/۰۱	پای چپ با چشمن باز
F=۴۱۷۵ SIG=۰/۰۰	-/۵۶	-/۴۱	-/۲۲	-/۵۶	*/۰۳	-/۹۲	-/۴۱	*/۰۳	*/۰۰	-/۲۲	-/۲۲	-/۹۲	*/۰۰	پای راست با چشمن بسته
F=۴۱۷۴ SIG=۰/۰۰	-/۳۲	-/۰۷	-/۸۲	-/۳۲	-/۸۶	-/۰۶	-/۰۷	-/۸۶	*/۰۰	-/۰۶	-/۸۲	-/۰۶	*/۰۰	پای چپ با چشمن بسته

*اختلاف معنادار در سطح ۰/۰۵

میانگین و انحراف استاندارد سرعت نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن در چهار گروه دارای کف پای صاف، کف پای گود، انگشت شست کج و گروه نرمال در نمودار ۲ نمایش داده شده است. در این نمودار نیز شاهد افزایش شایان توجه سرعت نوسانات پاسچر تحت چالش بیشتر هستیم. مشاهده می‌شود که با حذف اطلاعات بینایی سرعت نوسانات پاسچر به‌طور چشمگیری افزایش می‌یابد. تأثیرپذیری گروه‌های مختلف دارای ناهنجاری‌های ساختار پا از چالش‌ها متفاوت است که نتایج آماری در جدول ۳ نمایش داده شده است.



نمودار ۲. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد سرعت نوسانات پاسچر گروه‌های دارای کف پای صاف، گود، انگشت شست کج و نرمال در روش‌های مختلف ایستادن

اطلاعات مربوط به سرعت نوسانات پاسچر در تمامی حالات ایستادن در هر سه گروه در جدول ۳ نمایش داده شده است. سرعت نوسانات پاسچر در گروه دارای کف گود در تمامی روش‌های ایستادن به‌جز ایستادن روی پای راست و چپ با چشمان بسته و ایستاده جفت‌پا با چشمان باز، به‌طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود ($P < 0/05$). سرعت نوسانات پاسچر در گروه دارای کف پای صاف تنها در حالت ایستاده روی پای چپ با چشمان باز اختلاف معناداری با گروه نرمال داشت ($P = 0/00$). در مقایسه دو گروه دارای کف پای صاف و کف پای گود، سرعت نوسانات پاسچر در گروه دارای کف پای گود تنها در حالت ایستاده جفت‌پا با چشمان بسته ($P = 0/00$)، به‌طور معناداری بیشتر از گروه دارای کف پای صاف بود. نتایج مربوط به سرعت نوسانات پاسچر در گروه دارای انگشت شست کج بسیار مشابه گروه دارای کف پای گود بود. این گروه نیز در روش‌های مختلف ایستادن به‌جز ایستاده روی پای راست و چپ با چشمان بسته، اختلاف معناداری با گروه نرمال داشت ($P < 0/05$).

جدول ۳. سرعت نوسانات پاسجر (میلی متر / ثانیه)

معداری کل	انگشت شست کج			کف پای صاف			کف پای گود			نرمال			وضعیت ایستادن
	کف پای صاف	کف پای شست	گروه نرمال	کف پای صاف	کف پای شست	گروه نرمال	کف پای صاف	کف پای شست	گروه نرمال	کف پای صاف	کف پای شست	گروه نرمال	
F=۶۱۲۰ sig=۰/۰۰	۰/۴۳	۰/۴۳	۰/۴۳	۰/۱۵	۰/۴۳	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۴۳	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۴۳	۰/۱۵	جفت پای چشمن باز
F=۹۱۰۷ sig=۰/۰۰	۰/۱۱	۰/۱۱	۰/۱۱	۰/۰۰	۰/۱۱	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۱۱	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۱۱	۰/۰۰	جفت پای چشمن بسته
F=۴۴۱ sig=۰/۰۰	۰/۲۸	۰/۲۸	۰/۲۸	۰/۱۳	۰/۲۸	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۲۸	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۲۸	۰/۱۳	پای راست با چشمن باز
F=۶۱۸۱ sig=۰/۰۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	پای چپ با چشمن باز
F=۲۳۹ sig=۰/۰۸	۰/۴۲	۰/۴۲	۰/۴۲	۰/۵۶	۰/۴۲	۰/۵۶	۰/۵۶	۰/۴۲	۰/۵۶	۰/۵۶	۰/۴۲	۰/۵۶	پای راست با چشمن بسته
F=۲۱۰۵ sig=۰/۱۲	۰/۸۹	۰/۸۹	۰/۸۹	۰/۹۹	۰/۸۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۸۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۸۹	۰/۹۹	پای چپ با چشمن بسته

*معداری در سطح ۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد بین گروه مبتلا به ناهنجاری کف پای گود با گروه نرمال در سرعت و ناحیه نوسانات پاسچر اختلافات بیشتری وجود دارد، همچنین گروه مبتلا به انگشت شست کج به‌ویژه تحت چالش کمتر اختلاف معناداری نسبت به گروه نرمال نشان داد. براساس نتایج به‌دست‌آمده، گروه دارای کف پای صاف در شرایط تحت چالش بیشتر اختلافاتش از گروه نرمال مشخص‌تر شد. با آخرین قسمت زنجیره حرکتی بسته است که نقش مهمی در موقعیت تعادل استاتیک و دینامیک دارد؛ بنابراین وقتی که قسمتی از این زنجیره ناتوان، ضعیف، مبتلا به ناهنجاری یا آسیب شود، روی سایر قسمت‌های زنجیره بدن تأثیر می‌گذارد. محققان پی بردند که تعادل استاتیک و دینامیک، از طریق تغییرات ورودی‌های محیطی که عامل ثانویه آسیب مفصل است، تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۳۲،۱۰)؛ بنابراین منطقی به‌نظر می‌رسد که ابتلا به ناهنجاری‌های کف پای صاف، گود یا دارای انگشت شست کج بر تعادل استاتیک مؤثر باشد. پای سوپینیت با قوس زیاد (میدفوت هایپوموبیل) به اندازه کافی با سطوح زیر پا سازگار نمی‌شود و دامنه فعالیت ساختارهای اسکلتی عضلانی احاطه‌کننده ساختار را برای نگهداری پایداری پاسچرال و تعادل، افزایش می‌دهد. افزایش محدوده و سرعت گردش مرکز فشار در افراد با پای سوپینیت ممکن است به دلیل ناحیه تماس کمتر بین سطح کف پا و صفحه نیرو در مقایسه با افراد با ساختار پای نرمال یا افراد دارای کف پای صاف باشد. داشتن ناحیه سطح تماس کمتر ممکن است به دو روش از کنترل پاسچرال جلوگیری کنند: اول اینکه ساختار پای سوپینیت مرکز فشار را در طی پرونیشن به سمت مدیال، انتقال می‌دهد. در افراد دارای ساختار پای سوپینیت هیچ سازوکار حمایتی بین قسمت داخلی پا و صفحه نیرو وجود ندارد. همین‌طور پای کاووس از طریق محدودیت‌های فیزیولوژیکی در دامنه حرکتی مفصل سابتالار و میدتارسال محدود می‌شود. بازخورد اطلاعات حس عمقی طی حرکات مفصل فقط به اطلاعات حسی از گیرنده‌های مفصل بستگی ندارد (شامل لیگامان‌ها و کپسول مفصلی). اما به اطلاعات مختلف دریافتی از پوست، مفصل، گیرنده‌های مکانیکی عضلات نیز بستگی دارد (۲۲)؛ بنابراین احتمال دوم این است که پای کاووس موجب کاهش اطلاعات حسی پوستی دریافتی از ساختار کف پا نسبت به افراد با کف پای صاف و نرمال می‌شود، زیرا ناحیه سراسری کمتری در سطح کف پای گود در ارتباط با صفحه نیرو وجود دارد. این امر موجب سازوکار ضعیف‌تر کنترل پاسچر در افراد با ساختار پای سوپینیت می‌شود. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که فعالیت‌های سیستم‌های آوران حسی کف پای برای نظام کنترل پاسچر مهم هستند (۳۵). از طرف دیگر، ناحیه

نوسانات پاسچر در گروه دارای کف پای صاف در تمامی روش‌های ایستادن اختلاف معناداری با گروه نرمال ندارد. این گروه در سرعت نوسانات پاسچر در تمامی روش‌های ایستادن به‌جز حالت ایستاده روی پای چپ با چشمان باز نیز اختلاف معناداری با گروه نرمال ندارد. این مسئله نشان‌دهنده شباهت بیشتر این گروه به گروه نرمال است، ولی همان‌طور که در نمودارها ملاحظه می‌شود، میانگین ناحیه و سرعت نوسانات پاسچر بالاتری نسبت به گروه نرمال، به‌غیر از سرعت نوسانات پاسچر در حالت ایستاده جفت پا با چشمان بسته دارد. ممکن است دلیل اختلاف بین افراد دارای کف پای صاف و گروه نرمال این باشد که صافی بیش از حد در قوس داخلی در افراد دارای کف پای صاف یک پای بیش از حد متحرک (هایرموبیل^۱) را ایجاد می‌کند که متعاقباً سبب قرارگیری دامنه بالاتری از فعالیت عضلات احاطه‌کننده و سیستم عصبی مشارکت‌کننده و ناپایداری پاسچرال می‌شود (۴۳،۴۰،۱۱).

از دیدگاهی دیگر به‌نظر می‌رسد این تغییرات در فعالیت عضلات و سیستم عصبی مشارکت‌کننده به مرور زمان موجب سازگاری ساختار کف پای صاف برای حفظ بهتر ساختار پاسچر می‌شود. می‌توان الویشن بیشتر در افراد دارای کف پای صاف را نتیجه حس ضعیف موقعیت پا که سبب سازگاری بیشتر بین کف پا و سطح حمایت می‌شود، دانست؛ همین‌طور حس پوزیشن پای فقیر در افراد دارای کف پای گود موجب بازداری تطبیق سطح کف پا و سطح اتکا می‌شود. به‌نظر می‌رسد به‌دلیل وجود ناهنجاری این افراد قادر به به‌کارگیری بهینه راهبرد مچ پا برای کنترل پاسچر نیستند و با به‌کارگیری راهبردهای حفظ تعادل در مفاصل پروگزیمال به کنترل پاسچر می‌پردازند (۳۶). اگرچه به‌نظر می‌رسد افزایش مساحت سطح کف پا در افراد دارای کف پای صاف در مراحل تحت چالش کمتر یاری‌کننده است، در شرایط تحت چالش بیشتر نقص‌های اسکلتی عضلانی خود را نشان داده و موجب اختلاف در وضعیت گروه دارای کف پای صاف نسبت به گروه نرمال شده است. افراد دارای کف پای صاف در مراحل اولیه پایداری بهتری داشتند. در نبود اطلاعات بینایی (موقعیت چشم بسته) بازخورد حسی پیکری از گیرنده‌های مکانیکی پوست و مفاصل تا حدودی به تغییر در وضعیت‌های استاتیک انجامید، اما وقتی نتایج عدم اختلاف معنادار را هنگام حذف اطلاعات بینایی (انجام تست با چشم بسته) نشان داد، می‌توان به این مسئله اشاره کرد که در وضعیت چشم بسته افراد با کف پای صاف بیشتر به اطلاعات حسی پیکری تکیه می‌کنند و این اطلاعات به‌خوبی، نبود

بازخوردهای بینایی را پوشش داده و جبران کرده‌اند (۳۷). عملکرد تعادلی کلیه گروه‌ها در وضعیت ایستاده تک‌پا به‌طور چشمگیری کاهش یافت، به این دلیل که کنترل نوسانات بدن در حین ایستادن روی یک‌پا به‌دلیل کوچک‌تر شدن سطح اتکا به‌منظور حفظ تعادل مشکل‌تر می‌شود که مؤید این امر است که افراد با ساختار پای غیرطبیعی برای نگهداری تعادل در شرایط مشابه با گروه طبیعی تلاش بیشتری به‌کار می‌بندد. گروه دارای کف پای صاف تحت چالش بیشتر اختلافاتش از گروه نرمال مشخص‌تر شد. ممکن است به این دلیل باشد که استفاده روزمره از مساحت بیشتری از سطح کف پا در افراد با کف پای صاف به ضعف و عدم کارایی سیستم عضلانی و راهبرد مچ پا برای حفظ تعادل منجر شده است (۴) و در واقع در شرایط تحت چالش بیشتر این ضعف خودش را نشان می‌دهد و در شرایط تحت چالش کمتر مساحت بیشتر کف‌پایی جبران‌کننده این وضعیت بوده است. پای پرونیت و سوپینیت ممکن است نیروی عکس‌العمل زمین را در صفحه فرونتال و موقعیت مرکز فشار تغییر دهد (۴۲) که ممکن است به تغییر در به‌کارگیری راهبردهای کنترل تعادل طی فعالیت‌های فیزیکی در این افراد بینجامد.

در خصوص نتایج به‌دست‌آمده از گروه با کف پای گود، نتایج با یافته‌های هرتل و همکاران (۲۰۰۲) همسوست. هرتل و همکاران (۲۰۰۲) در بررسی کنترل پاسچرال طی ایستادن تک‌پا در افراد با انواع مختلف پا گزارش کردند که کنترل پاسچرال فقط در افراد دارای پای کاووس کاهش می‌یابد (۱۸). این پژوهش تنها در حالت چشم باز و با مدت زمان تست ۱۰ ثانیه‌ای انجام گرفته است. از آنجا که تعادل در حالت ایستاده تک‌پا وظیفه ذاتاً دینامیک است، ثبت نقاط بیشتر گردش مرکز فشار می‌تواند تجزیه و تحلیل قوی‌تری از کنترل پاسچرال فراهم کند. هرتل و همکاران (۲۰۰۲) تنها در ناحیه نوسانات پاسچر به اختلاف معناداری دست یافتند. آنها اختلاف معناداری را در سرعت نوسانات پاسچر گزارش نکردند. نتایج این پژوهش اختلافات معناداری را در سرعت نوسانات پاسچر در برخی روش‌های ایستادن نشان داد. با توجه به اینکه مدت زمان انجام تست عامل بسیار مهمی در ثبت سرعت است، دلیل احتمالی این ناهمسویی را به زمان ۳۰ ثانیه‌ای ثبت آزمون می‌توان نسبت داد.

نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های تسی و همکاران (۲۰۰۶) (۴۳) و کوب و همکاران (۲۰۰۴) (۹) نیز همسوست. کوت و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند که شاخص پایداری در پرونیت‌ها نسبت به سوپینیت‌ها بیشتر است؛ این نتایج به‌طور کلی با نتایج تحقیق حاضر همسوست (۱۱).

نتایج پژوهش مارتین اسپینک و همکاران (۲۰۱۱) نیز با پژوهش ما مبنی بر اینکه پاسچر پا با نوسانات پاسچر مرتبط است، همسوست (۴۱)؛ اما با نتایج پژوهش منز و همکاران (۲۰۰۱) مغایر است. آنها عنوان کردند که پاسچر پا عامل پیش‌بینی برای آزمون‌های عملکردی و تعادل نیست (۲۷).

در مورد گروه دارای انگشت شست کج نتایج پژوهش حاکی از اختلاف معنادار گروه دارای انگشت شست کج با گروه نرمال در وضعیت‌های تحت چالش کمتر بود؛ درحالی‌که در تست‌های تحت چالش بیشتر اختلاف معناداری وجود ندارد. به‌نظر می‌رسد عملکرد ضعیف‌تر این افراد تحت چالش کمتر به ساختار و مساحت کف پای آنها مربوط می‌شود؛ اما عدم معناداری اختلاف بین گروه دارای هالوکس والگوس با گروه نرمال در مراحل تحت چالش بیشتر ممکن است به این دلیل باشد که این افراد افت عملکرد حس عمقی زیادی نداشته‌اند. همین‌طور به‌نظر می‌رسد به‌دلیل اینکه این افراد ساختار زانو و پای نرمالی داشته‌اند، به‌خوبی از سیستم‌های حفظ تعادل استفاده کرده‌اند. منز و همکاران (۲۰۰۱) در بررسی عملکرد تعادل و توانایی‌های عملکردی در انواع مسائل پا و هالوکس والگوس با استفاده از آزمون‌های عملکردی به نتایجی ناهمسو با مطالعه ما دست یافتند (۲۸). منز و همکاران در سال ۲۰۰۵ به بررسی ناپایداری راه رفتن در افراد بالغ دارای هالوکس والگوس پرداختند که نتایج آنها نشان داد افراد دارای هالوکس والگوس به‌طور معناداری دارای کاهش در سرعت و طول گام در راه رفتن بودند. آنها به این نتیجه رسیدند که اختلال در الگوی راه رفتن، ممکن است با ناپایداری و افزایش خطر افتادن در این افراد همراه شود (۲۴). همچنین منز و همکاران در سال ۲۰۰۱ نشان دادند ناهنجاری‌های پا از جمله انگشت شست کج، خطر افتادن را در افراد به‌خصوص در سنین بالا افزایش می‌دهد (۲۸).

با توجه به نتایج این پژوهش پیشنهاد می‌شود طبقه‌بندی نوع پا و میزان دفورمیتی در زمینه طراحی برنامه‌های تمرینی و توانبخشی ورزشی به‌طور جدی مورد توجه مربیان ورزشی و درمانگران قرار گیرد. همچنین در تحقیقات مربوط به کنترل پاسچر و تعادل، بر روی گروه‌های مختلف سالم و آسیب‌دیده یا انتخاب گروه کنترل، ضروری است که اختلافات انواع مختلف پا مدنظر قرار گیرد، زیرا علاوه‌بر همسان‌سازی در شاخص‌های سن، جنس و سطح فعالیت بدنی، نوع ساختار پا نیز از عوامل بسیار مؤثر است.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌هایی که در این پژوهش همکاری کردند، کمال تشکر را داریم.

منابع و مأخذ

۱. فرقانی، سجاد. باقریان دهکردی، سجاد. منتظری سانچ، حسین. مشهدی، محمد. (۱۳۹۲). "وضعیت قرارگیری پا در بازیکنان بسکتبال دارای سابقه ابتلا به شین اسپینت". پژوهش در علوم توانبخشی، ۹(۳)، ص: ۴۱۴-۴۰۶.
۲. لطافت‌کار، امیر. دانشمندی، حسن. حدادنژاد، ملیحه. عبدالوهابی، زهرا. (۱۳۹۲). "حرکات اصلاحی پیشرفته". تهران، انتشارات آوای ظهور، چاپ دوم، ص: ۲۱۹-۲۰۵.
3. Bertani, A. Cappello, A. Benedetti, MG. Simoncini, L. Catani, F. (1999). "Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data." *Journal of Clinical Biomechanics*, 14(7), PP: 484-493.
4. Bohannon, R. W. (1997). "Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20—79 years: reference values and determinants." *Journal of Age and ageing*, 26(1), PP: 15-19..
5. Burns, J. Keenan, A M. Redmond, A. (2005). "Foot type and overuse injury in triathletes." *Journal of American Podiatric Medical Association*, 95(3), PP: 235-241.
6. Busseuil, C., et al. (1998). "Rearfoot-forefoot orientation and traumatic risk for runners." *Journal of Foot & ankle international*, 19(1), PP: 32-37.
7. Coughlin, M. J. and C. P. Jones. (2007). "Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment." *Journal of Foot & ankle international*, 28(7), PP: 759-777..
8. Cobb, S C. Tis, L L. Johnson, B F. Higbie, E J. (2004). "The effect of forefoot varus on postural stability." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(2), PP: 79-85.
9. Cornwall MW, Murrell p. (1991). "Postural Sway following inversion sprain of the ankle". *Journal of Am Podiatr Med Assoc* , 81, PP: 243-247.
10. Cote, K P. Brunet, M E. II, Bruce M G. Shultz, S J. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability." *Journal of athletic training*, 40(1), PP: 41.

11. Dunn, JE. Link, CL. Felson, DT. Crincoli, MG. Keysor, JJ. McKinlay, JB. (2004). "Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults." *American Journal of epidemiology*, 159(5), PP: 491-498.
12. El-Shamy, F. F. and A. S. Ghait. (2014). "Effect of flexible pes planus on postural stability in adolescent females" *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 3(7), PP: 653-656.
13. Fabunmi, A. and C. Gbiri . (2008). "Relationship between balance performance in the elderly and some anthropometric variables." *African Journal of medicine and medical sciences*, 37(4), PP: 321-326..
14. Golriz, S. Hebert, J J. Foreman, K B. Walker, B F. (2012). "The reliability of a portable clinical force plate used for the assessment of static postural control: repeated measures reliability study." *Journal of Chiropractic & manual therapies*, 20(1),PP: 1-6.
15. Harrison, P.-L. and C. Littlewood. (2010). "Relationship between pes planus foot type and postural stability." *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 4(3), PP: 21-24..
16. Hatch, J. Gill-B, Kathleen M. Portney, L G. (2003). "Determinants of balance confidence in community-dwelling elderly people." *Journal of Physical Therapy*, 83(12), PP: 1072-1079.
17. Hertel, J. G, Michael R. Denegar, C R. (2002). "Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types." *Journal of athletic training*, 37(2), PP: 129.
18. Hrysomallis, C.(2007). "Relationship between balance ability, training and sports injury risk." *Journal of Sports Medicine*, 37(6), PP: 547-556.
19. Johnson, F. Leitzl, S. Waugh, W. (1980). "The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements." *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 62(3), PP: 346-349.
20. Kaufman, K R. Brodine, S K. Shaffer, R A. Johnson, Ch W. Cullison, Th R. (1999). "The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries." *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), PP: 585-593.

21. Lin, C J. Lai, K A. Kuan, T Sh. Chou, Y L. (2001). "Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children." *Journal of Pediatric Orthopaedics* ,21(3), PP: 378-382.
22. Martin, R. L. and T. G. McPoil. (2005). "Reliability of ankle goniometric measurements: a literature review." *Journal of American Podiatric Medical Association*,95(6), PP: 564-572.
23. Menz, H. B. and S. R. Lord. (2005). "Gait instability in older people with hallux valgus." *Journal of Foot & ankle international*, 26(6), PP: 483-489.
24. Menz, H. B. and S. E. Munteanu. (2005). "Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(8), PP: 479-486.
25. Menz, H B. Morris, M E. Lord, S R. (2006). "Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study." *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(8), PP: 866-870.
26. Menz, H. B. and S. R. Lord. (2001). "The Contribution of Foot Problems to Mobility Impairment and Falls in Community-Dwelling Older People." *Journal of American Geriatrics Society*, 49(12), PP : 1651-1656.
27. Menz, H. B. and S. R. Lord. (2001). "Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people." *Journal of American Podiatric Medical Association*, 91(5), PP: 222-229.
28. Messier, S. P. and K. A. Pittala. (1988). "Etiologic factors associated with selected running injuries." *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5), PP: 501-505.
29. Micheal A, Clark. Scott C, Lucett. (2011). "NASM Essentials of Corrective Exercise Training". Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins. Health, P: 94.
30. Milgrom, Ch. Radeva-P, Denitsa R. Finestone, A. Nyska, M. Mendelson, S. Benjuya, N. Simkin, A. Burr, D. (2007). "The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains." *Journal of biomechanics*, 40(4), PP: 845-850.

31. Olmsted, L. C. and J. Hertel. (2004). "Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control." *Journal of Sport Rehabilitation*, 13(1), PP: 54-66.
32. Park, S H. Lee, K. Lockhart, T. Kim, S. (2011). "Effects of sound on postural stability during quiet standing." *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), PP: 1-5.
33. Paterno, M V. Schmitt, L C. Ford, K R. Rauh, M J. Hewett, T E. (2013). "Altered postural sway persists after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport." *Journal of Gait & posture*, 38(1), PP: 136-140.
34. Peterka, R. J. and P. J. Loughlin. (2004). "Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control." *Journal of Neurophysiology*, 91(1), PP: 410-423.
35. Robbins, J. Gangnon, R E. Theis, S M. Kays, S A. Hewitt, A L. Hind, J A. (2005). "The effects of lingual exercise on swallowing in older adults." *Journal of American Geriatrics Society.*, 53(9), PP: 1483-1489.
36. Sahrman, S. (2002). "Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes". Elsevier Health Sciences publication, chapter1,P: 1-3.
37. Salavati, M. Hadian, M R. Mazaheri, M. Negahban, H. Ebrahimi, I. Talebian, S. Jafari, A H. Sanjari, M A. Sohani, S M. Parnianpour, M. (2009). "Test–retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability." *Journal of Gait & posture*,29(3), PP: 460-464.
38. Sell, K E. Verity, T M. Worrell, T W. Pease, B J. Wigglesworth, J. (1994). "Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*,19(3), PP: 162-167.
39. Snook, A. G. (2001). "The relationship between excessive pronation navicular drop and as measured by strength of the ankle musculature isokinetic." *Journal of Foot & ankle international*, 22(3), PP: 234-240.

40. S, Martin J. Fotoohabadi, M R. Wee, Elin. Hill, K D. Lord, S R. Menz, H B. (2011). "Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults." *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(1), PP: 68-75.
41. Sturnieks, D L. Arnold, R. Lord, S R. (2011). "Validity and reliability of the Swaymeter device for measuring postural sway." *Journal of BMC geriatrics*. 11(1): PP: 63.
42. Tsai, L C. Yu, Bing. Mercer, V S. Gross, M T. (2006). " Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), PP: 942-953.
43. Vandervoort, A. A.(2002). "Aging of the human neuromuscular system." *Journal of Muscle & nerve*, 25(1), PP: 17-25.
44. Vereeck, L. Wuyts, F. Truijen, S. Van de Heyning, P. (2008). "Clinical assessment of balance: normative data, and gender and ageeffects." *International Journal of audiology*, 47(2), PP: 67-75.

