

مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در اندام غالب و غیرغالب افراد سالم با استفاده از تکنیک آنالیز اجزای اصلی

*عباس فرجاد پزشکی^۱، حیدر صادقی^۲، مائده فرزادی^۳

چکیده

هدف: هدف این مقاله، مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در اندام غالب و غیرغالب افراد سالم با استفاده از تکنیک آنالیز اجزای اصلی (PCA) بود.

روش بررسی: در این تحقیق تحلیلی و مقایسه‌ای ۲۰ مرد و زن بالغ سالم از بین نمونه‌های در دسترس به صورت ساده انتخاب شدند. توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با استفاده از سیستم پدار مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. اطلاعات به دست آمده با استفاده از آزمون‌های تی زوج، آنالیز واریانس یک سویه (ANOVA)، ضریب همبستگی پیرسون و PCA مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته‌ها: تفاوت معناداری در الگوی توزیع فشار مردان و زنان و همچنین پای غالب و غیرغالب وجود نداشت. برای سمت غالب فشار و نیروی مربوط به پاشنه، انگشتان، انگشت شست و متاتارس اول و در سمت غیرغالب فشار و نیروی مربوط به ناحیه خارج وسط پا، ناحیه خارج جلوی پا، متاتارس اول و پاشنه نقاط مهم شناخته شد.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد سمت غالب مسئولیت پیشروی و پذیرش وزن و سمت غیرغالب مسئولیت کنترل تعادل را بر عهده داشته باشد. بنابراین در هنگام بررسی بیومکانیکی عملکرد پنجه، غالب یا غیرغالب بودن آن باید مدنظر قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: تقارن در راه رفتن، فشار کف پای، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، آنالیز اجزای اصلی

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- دکتری بیومکانیک ورزشی، استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوپد فنی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

دریافت مقاله: ۹۱/۰۶/۱۲

پذیرش مقاله: ۹۱/۱۲/۲۷

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، بزرگراه شهید حقانی، خیابان ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی.

* تلفن: ۰۳-۸۸۳۲۹۲۲۰ (۲۱) ۹۸+

* رایانامه:

ehsan.farjad.pezeshk@gmail.com



مقدمه

راهرفتن از اجزای اصلی برای انجام فعالیت‌های روزانه بوده و به عنوان یکی از عمومی‌ترین و پیچیده‌ترین حرکات انسان شناخته می‌شود. در واقع تعامل پیچیده بین سیستم عصبی مرکزی و عضلات مختلف به فرد این اجازه را می‌دهد تا بدن خود را به حالت قائم نگه داشته و در عین حال آن را به طور استواری به جلو هدایت کند (۱). تقارن در راهرفتن افراد سالم یکی از مباحث بنیادی در بیومکانیک راهرفتن بوده و در حالی که نزدیک به دو دهه از ظهور این نظریه می‌گذرد، هنوز هم موضوعی چالش‌برانگیز است. تعیین تقارن بین دو اندام طی راهرفتن، در حوزه‌های مختلفی از جمله ساخت اندام مصنوعی، طراحی برنامه‌های تمرینی و بازتوانی و همچنین دقت در انتخاب اندام برای اندازه‌گیری اطلاعات کاربرد دارد. از این رو محققین مختلف از جنبه‌های پاتولوژیکال و بنیادی به این موضوع پرداخته‌اند. در حوزه پاتولوژیکال محققین به اثر بیماری‌های مختلف از جمله فلج مغزی (۲)، سکته (۳-۶)، قطع اندام (۷) و کوتاهی اندام تحتانی (۸، ۹)، روی عدم تقارن راهرفتن پرداخته‌اند. از آنجایی که تعیین تقارن بین دو اندام طی راهرفتن می‌تواند اطلاعات ارزشمندی را در خصوص الگوی راهرفتن در اختیار محققین و پزشکان قرار دهد و با توجه به کاربرد این اطلاعات در پیشگیری و درمان بسیاری از اختلالات اسکلتی-عضلانی، مطالعه و بررسی الگوی راهرفتن در افراد سالم نیز از اهمیت خاصی برخوردار است و اهمیت این بررسی تنها به راهرفتن افراد بیمار ختم نمی‌شود. علی‌رغم این که در گذشته راهرفتن انسان به دلایل مختلفی از جمله ساده‌کردن فرایند جمع‌آوری اطلاعات متقارن فرض می‌شد (۱)، محققین مختلف از نقطه‌نظر پارامترهای فضایی-زمانی راهرفتن (۱۰، ۱۱)، پارامترهای کینتیکی (۱۲، ۱۳) و همچنین رفتار عملکردی اندام تحتانی (۱۴) عدم تقارن در راهرفتن افراد سالم را به نمایش گذاشته‌اند.

ارزیابی توزیع فشار کف پا طی راهرفتن از جمله روش‌های بیومکانیکی پرکاربرد در حوزه تجزیه و تحلیل راهرفتن بوده که حجم زیادی از تحقیقات صورت گرفته در این حوزه را به خود اختصاص داده است. در واقع بررسی فشار کف پای در حین راهرفتن نقش مهمی در پیش‌بینی، به تصویر کشیدن، درمان و اصلاح مشکلات افرادی دارد که از ناحیه کف پا احساس ناراحتی می‌کنند و یا در آینده ممکن است دچار ناهنجاری‌هایی در ناحیه کف پای خود شوند (۱۵). یکی از فرضیه‌هایی که در خصوص توزیع فشار کف پای طی راهرفتن وجود دارد، بحث

مربوط به تقارن در الگوی توزیع فشار کف پای بین پای غالب و غیرغالب است. در همین راستا چندین محقق تقارن در توزیع فشار کف پای را در جامعه بیماران و افراد سالم مورد بررسی قرار داده‌اند. ون زانت و همکاران (۲۰۰۱) توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین پای راست و چپ مردان و زنان سالم را مورد مقایسه قرار دادند، که نتایج حاکی از بیشتر بودن فشار در ناحیه پاشنه و عقب پای راست بود (۱۶). پرتونسن و همکاران (۲۰۰۴) تقارن در توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل افراد دارای کوتاهی اندام تحتانی^۱ (LLD) را مورد بررسی قرار دادند که نتایج آنها نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در پای بلند بیشتر و فشار نیز تحت انگشت بزرگ پای بلند بیشتر می‌باشد (۸). وونگ و همکاران (۲۰۰۷) توزیع فشار کف پای بین پای غالب و غیرغالب فوتبالیست‌ها را در حرکات اختصاصی و با کفش فوتبال مورد بررسی قرار دادند که نتایج آنها حاکی از تفاوت در توزیع فشار بین دو اندام غالب و غیر مسلط بود (۱۷). وونگ چنین نتیجه گرفت که تفاوت در الگوی توزیع فشار کف پای به تفاوت در تقاضای عملکردی دو اندام مربوط می‌شود، به طوری که اندام غالب مسئولیت پیشروی و اندام غیرغالب مسئولیت پایداری را بر عهده دارد (۱۷). بوش و روزنباوم (۲۰۱۰) در مطالعه‌ای ۴ ساله، بهبود تقارن در توزیع فشار کف پای و پارامترهای مرتبط با آن را در کودکان ۱۰ ساله به نمایش گذاشتند (۱۸).

نکته‌ای که در خصوص تحقیقات صورت گرفته در رابطه با تقارن در توزیع فشار کف پای به چشم می‌خورد مقیاسی است که برای بررسی تقارن از آن استفاده شده بود، به طوری که در اکثر تحقیقات گذشته به منظور مقایسه توزیع فشار و نیروی عکس‌العمل دو اندام از شاخص تقارن^۲ (SI%) و شاخص تقارن مطلق^۳ (ASI%) استفاده شده بود. با این حال بنا به اظهارات محققین مختلف، این قبیل شاخص‌ها در به تصویر کشیدن عدم تقارن، با محدودیت‌هایی رو به رو هستند (۱۲، ۱). با توجه به گزارش صادقی و همکاران (۲۰۰۰)، استفاده از روش‌های آماری پیشرفته می‌تواند درک بهتری را در خصوص اطلاع از پدیده‌های پیچیده راهرفتن از قبیل عدم تقارن فراهم کند (۱). یکی از این تکنیک‌های پیشرفته آماری که به منظور طبقه‌بندی، کاهش اطلاعات و تعیین ساختار اطلاعات کاربرد داشته و در تحقیقات گذشته به منظور شناسایی عدم تقارن در راهرفتن افراد سالم به کار رفته، تکنیک آنالیز اجزای اصلی^۴ (PCA) است. صادقی و همکاران (۱۹۹۷) با استفاده از PCA عدم تقارن عملکردی را در

1- Lower limb discrepancy

2- Symmetry Index (%)

3- Absolute Symmetry Index (%)

4- Principle Component Analysis



یک هفته و در ساعت‌های مشابهی از شبانه‌روز در آزمایشگاه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی صورت گرفت. به منظور اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، از سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای پدار^{۱۱} استفاده شد (تصویر ۱، الف) که اعتبار، پایایی و دقت اندازه‌گیری آن در تحقیقات گذشته ذکر شده است (۲۱-۱۹). این سیستم از کفی حاوی ۹۹ سنسور که به صورت ماتریسی در کنار هم قرار گرفته‌اند تشکیل شده و از طریق بسته قابل حملی که به کمر فرد بسته می‌شود، اطلاعات فشار اندازه‌گیری شده توسط این کفی در فرکانس ۵۰ Hz^{۱۱} به سیستم مخصوص جمع‌آوری اطلاعات فرستاده خواهد شد. به منظور جمع‌آوری اطلاعات، کفی حاوی سنسور وارد کفش استاندارد (تصویر ۱، ب) شده و پس از آماده‌سازی آزمودنی از او درخواست شد تا چند دقیقه با شرایط جدید راه برود تا با این سیستم آشنا شده و وجود سیستم روی الگوی راه‌رفتن عادی او اثر نگذارد. پس از آشنا شدن فرد با شرایط جدید از او درخواست شد تا در طول مسیری هفت متری راه برود و طول این مسیر را چهار مرتبه به صورت رفت و برگشت بپیماید. در حین راه‌رفتن آزمودنی، اطلاعات توسط امواج بی‌سیم به سیستم مخصوص جمع‌آوری اطلاعات ارسال شد. میانگین سرعت آزمودنی‌ها در راه‌رفتن ۴/۴ Km/h بود و چنانچه تکراری بیشتر از ۵٪ زمان اصلی راه‌رفتن دستخوش تغییر می‌شد، اطلاعات آن تکرار به منظور جلوگیری از اثر تغییرات سرعت روی فشار کف پا حذف می‌شد (۲۲). از مجموع اطلاعات ۴ دوری که در طول مسیر راه رو جمع‌آوری شده بود، اطلاعات مربوط به دور اول به جهت احتمال اثر آشنایی فرد در اطلاعات حذف شده و از اطلاعات ۳ دور باقی مانده نیز گام‌های اول و آخر هر دور به دلیل اثر فرایند آغاز و انتهای راه‌رفتن از مجموع داده‌ها حذف گردیدند، که در مجموع اطلاعات مربوط به ۱۲ گام عادی برای مراحل بعدی تجزیه و تحلیل به کار گرفته شد.

توان عضلانی و انرژی مکانیکی مفاصل اندام تحتانی به نمایش گذاشتند. حال با توجه به تحقیقات کمی که در خصوص بررسی تقارن در توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در پای غالب و غیرغالب مردان و زنان سالم انجام شده و شاخص‌های نه‌چندان مناسبی که در تحقیقات قبلی در تعیین تقارن به کار رفته بود، سوالی که در این جا پیش می‌آید این است که آیا از نقطه نظر توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل زمین نیز بین رفتار عملکردی اندام تحتانی طی راه‌رفتن تفاوت وجود دارد یا خیر؟ به همین منظور هدف از انجام این تحقیق مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در اندام غالب و غیرغالب افراد سالم با استفاده از تکنیک آنالیز اجزای اصلی بوده است.

روش بررسی

تحقیق کنونی از نوع تحلیلی و مقایسه‌ای نیمه تجربی بود که در آن نمونه‌ها به صورت ساده و در دسترس از بین دانشجویان و کارکنان دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انتخاب شدند. کلیه متقاضیان برای مشارکت در این تحقیق از لحاظ انحرافات کمر شامل لوردوز^۱، کیفوز^۲ و اسکولیوز^۳، انحرافات زانو شامل زانوی پرانتری^۴ و ضربدری^۵، انحرافات کف پا شامل کف پای صاف^۶ و انگشت شست کج^۷، دامنه حرکتی مچ پا، درد در اندام تحتانی و شلی مفصل مچ پا^۸، (توسط متخصص ارتوپد فنی) مورد ارزیابی و معاینه قرار گرفتند و چنانچه به تشخیص متخصص ناهنجاری یک فرد در حدی بود که احتمال تأثیر روی داده‌ها داشت، آن فرد از نمونه‌ها حذف می‌گردید. پیش از انجام آزمون ابتدا مراحل آزمون برای هر فرد توضیح داده شد و فرم رضایت‌نامه نیز توسط شرکت‌کنندگان پر شد.

پیش از اجرای آزمون پای غالب آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون‌های پرش تک پا، شوت توپ و هم‌چنین آزمون سقوط در حالت چشم بسته تعیین شد. کلیه مراحل اندازه‌گیری به مدت



تصویر ۱. الف) کفش استاندارد مورد استفاده در این تحقیق؛ ب) سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای

- | | | | | | |
|--------------|------------------|-----------------|--|---------------|---------------|
| 1- Lordosis | 2- Kyphosis | 3- Scoliosis | 4- Genu valgum | 5- Genu varum | 6- Pes planus |
| 7- Pes cavus | 8- Hallux valgus | 9- Ankle laxity | 10- Pedar System, NovelGmbH, Munich, Germany | 11- Hertz | |



توزیع فشار و نیروی عکس العمل زمین ترسیم شد. ماتریس مورد نظر از ۳۰ ردیف (هر ردیف برای هر آزمودنی) و ۱۶ ستون (۸ ستون معرف میانگین فشار در هر مسک و ۸ ستون معرف نیروی عکس العمل عمودی زمین در هر مسک) تشکیل شده بود. PCA، با استفاده از همبستگی موجود بین واریانس پارامترهای موجود در ماتریس، کل اطلاعات موجود را در قالب چند مؤلفه (PCs) تعریف می کند، به طوری که هر کدام از این مؤلفه ها، قادرند تا درصدی از کل واریانس اطلاعات را توصیف کنند. داخل هر مؤلفه، فاکتورهای مختلف (همان پارامترهای فشار و نیرو در هشت مسک) قرار داشته و هر کدام از این فاکتورها با توجه به وزنی که PCA به آن ها می دهد (وزن عاملی^۲)، درون مؤلفه قرار می گیرند. این وزن به عبارتی نشان دهنده اهمیت آن فاکتور در مؤلفه است. در مرحله بعد به منظور انتخاب تعداد مؤلفه هایی (PCs) که می بایست برای مراحل بعدی آنالیز به کار برده شود، از سه مؤلفه اولی استفاده شد که قادر باشند بیشتر از ۷۵٪ واریانس کل اطلاعات را توصیف کنند. مرحله بعد مربوط می شود به انتخاب نوع دوران. با استفاده از دوران می توان تفسیرپذیری فاکتورهای درون هر مؤلفه را بهبود بخشید. در این مرحله و به منظور انتخاب نوع دورانی که برای شناسایی ساختار اصلی مجموعه اطلاعات انجام می شود از دوران وریمکس^۳ استفاده شد. در انتها هم به منظور ساده کردن فرایند تفسیر اطلاعات تنها پارامترهایی با وزن عاملی بالای ۰/۷۰ نگه داشته شدند. به منظور شناسایی رابطه بین پارامترهای درون هر مؤلفه نیز از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد.

یافته ها

مشخصات فردی نمونه ها در جدول (۱) و میانگین و انحراف معیار نیرو، فشار و سطح تماس در پای راست و چپ زن و مرد به همراه سطح معناداری آزمون واریانس در جدول ۲ و ۳ ارائه شده است.

پس از انتخاب گام های مورد نظر، کف پای هر آزمودنی توسط نرم افزار Pedar-X به ۸ ناحیه تقسیم بندی شد (تصویر ۲) و پارامترهای حداکثر نیرو، میانگین فشار و سطح تماس برای ۸ ناحیه در هر پا مورد محاسبه قرار گرفتند.



- M1 = پاشنه
- M2 = داخل وسط پا
- M3 = خارج وسط پا
- M4 = متاتارس اول
- M5 = متاتارس دوم
- M6 = متاتارس های ۳، ۴ و ۵
- M7 = انگشت شست
- M8 = سایر انگشتان

تصویر شماره ۲ نواحی انتخاب شده برای تجزیه و تحلیل در این تحقیق

از آمار توصیفی (میانگین و انحراف معیار) به منظور نمایش الگوی توزیع فشار در مردان و زنان سالم استفاده شد. به منظور مقایسه حداکثر نیرو، میانگین فشار و سطح تماس زنان و مردان در ۸ مسک از آزمون آنالیز واریانس یک سویه ($P \leq 0/05$) و برای مقایسه این پارامترها بین پای غالب و غیرغالب از آزمون تی زوج استفاده شد ($P \leq 0/05$). در این تحقیق به منظور شناسایی الگوی توزیع فشار و نیرو در ۸ مسک پای غالب و غیرغالب از تکنیک آنالیز اجزای اصلی (PCA) استفاده شد. به منظور اجرای این تکنیک در مرحله اول ماتریس کوواریانس روی اطلاعات

جدول ۱. میانگین (انحراف معیار) مشخصات فردی مردان و زنان شرکت کننده در این تحقیق

گروه	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	اندام غالب
مردان	۱۰	۲۷/۲۱ (±۵/۲۴)	۱۷۷/۶۶ (±۷/۴۸)	۷۳/۱۱ (±۸/۷۲)	۲۳/۱۰ (±۱/۷۰)	۱۰ راست
زنان	۱۰	۲۸/۱۴ (±۶/۳۲)	۱۶۳/۱ (±۶/۴۸)	۵۵/۶ (±۴/۹۹)	۲۰/۹۴ (±۲/۵۱)	۹ چپ



که با توجه به بیشتر بودن سطح تماس در این ناحیه، این افزایش نیرو موجب افزایش معنادار فشار نشد. متاتارس‌های ۲-۵ پای راست و چپ زنان به طور معناداری تحت نیروی عکس‌العمل بیشتری نسبت به مردان قرار گرفته بودند، با این حال در رابطه با فشار اعمالی بر این نواحی اختلاف معناداری مشاهده نشد.

مقایسه نیروی عکس‌العمل عمودی و فشار در نقاط مختلف پای مردان و زنان نشان می‌دهد که در ناحیه پاشنه هر دو پا به طور معناداری نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتری به پاشنه زنان اعمال می‌شود. ناحیه داخلی وسط پای مردان نسبت به زنان نیز به طور معناداری تحت نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتری قرار می‌گرفت

جدول ۲. میانگین (انحراف معیار) نیرو، میانگین فشار و سطح تماس پای راست زن و مرد در هشت مسک به همراه مقدار احتمال آزمون آنالیز واریانس یک سویه

سطح تماس (cm) ^۲	مقدار احتمال	میانگین فشار (kPa)	مقدار احتمال	(BW%)N ^۱	گروه	مسک
۴۱/۸۵ (±۱/۷۴)	۰/۰۵	۱۰۴/۵۷ (±۱۵/۵۸)	<۰/۰۰۱	۶۴/۷۷ (±۹/۲۰)	مرد	مسک ۱
۳۴/۷۲ (±۲/۲۰)		۴۳/۱۱۷ (±۱۹/۲۸)		۷۸/۸۹ (±۱۱/۱۳)	زن	
۵/۴۰ (±۴/۰۵)	-	۵/۱۱ (±۳/۵۷)	۰/۰۳	۱/۷۱ (±۱/۲۵)	مرد	مسک ۲
۱/۴۷ (±۱/۴۰)		۲/۳۰ (±۲/۳۳)		۰/۶۹ (±۰/۶۹)	زن	
۲۶/۵۲ (±۲/۱۵)	-	۴۷/۶۹ (±۱۱/۲۲)	-	۱۸/۹۹ (±۴/۲۱)	مرد	مسک ۳
۱۹/۰۷ (±۳/۳۱)		۳۷/۹۱ (±۱۰/۸۶)		۱۵/۸۰ (±۴/۴۱)	زن	
۱۴/۰۲ (۰)	-	۱۱۷/۰۸ (±۳۲/۶۲)	-	۲۲/۳۳ (±۵/۴۴)	مرد	مسک ۴
۱۱/۴۷ (±۰/۷۶)		۱۳۵/۰۷ (±۳۹/۳۱)		۲۸/۰۷ (±۷/۲۹)	زن	
۱۴/۰۲ (۰)	-	۱۱۷/۹۹ (±۲۳/۸۰)	-	۲۲/۵۱ (±۳/۲۴)	مرد	مسک ۵
۱۱/۳۳ (±۱/۱۳)		۱۳۹/۶۷ (±۲۲/۹۴)		۲۹/۱۴ (±۳/۸۲)	زن	
۲۱/۰۳ (۰)	-	۱۱۸/۹۲ (±۱۹/۸۴)	۰/۴/۰	۳۴/۲۸ (±۴/۶۵)	مرد	مسک ۶
۱۷/۴۳ (±۰/۸۲)		۱۳۰/۵۰ (±۲۲/۵۰)		۴۰/۷۱ (±۸/۰۵)	زن	
۸/۵۱ (۰)	-	۱۸۳/۴۵ (±۴۳/۶۱)	-	۲۱/۶۴ (±۶/۶۱)	مرد	مسک ۷
۷/۵ (±۰/۳۳)		۱۸۴/۹۶ (±۲۵/۲۹)		۲۳/۶۱ (±۳/۷۶)	زن	
۱۹/۷۹ (±۰/۸۸)	-	۶۲/۱۴ (±۲۴/۸۰)	-	۱۷/۴۲ (±۶/۳۱)	مرد	مسک ۸
۱۵/۵۸ (±۲/۱۹)		۵۶/۵۷ (±۱۲/۹۳)		۱۷/۳۲ (±۳/۹۶)	زن	



جدول ۳. میانگین (انحراف معیار) نیرو، میانگین فشار و سطح تماس پای چپ زن و مرد در هشت مسک به همراه مقدار احتمال آزمون آنالیز واریانس یک سویه

مسک	گروه	نیرو (BW%)	مقدار احتمال	میانگین فشار (kPa)	مقدار احتمال	سطح تماس (cm ²)
مسک ۱	مرد	۶۸/۳۵ (±۸/۰۱)	۰/۰۳	۱۱۰/۵۷ (±۱۵/۰۶)	-	۴۲/۹۱ (±۱/۸۲)
	زن	۸۰/۴۷ (±۱۴/۹۶)		۱۱۹/۰۸ (±۲۰/۴۱)		۳۵/۱۰ (±۱/۵۰)
مسک ۲	مرد	۱/۷۳ (±۱/۹۹)	-	۶/۰۲ (±۷/۲۵)	-	۵/۵۸ (±۵/۸۱)
	زن	۰/۸۳ (±۱/۱۱)		۲/۸۳ (±۳/۸۵)		۱/۷۶ (±۲/۳۰)
مسک ۳	مرد	۱۸/۰۳ (±۶/۷۸)	-	۴۷/۲۹ (±۱۹/۳۹)	-	۲۵/۴۶ (±۲/۸۸)
	زن	۱۶/۲۲ (±۵/۷۴)		۳۸/۹۸ (±۱۳/۹۵)		۱۸/۹۵ (±۳/۴۶)
مسک ۴	مرد	۲۳/۰۲ (±۴/۶۳)	-	۱۲۰/۲۲ (±۲۶/۹۵)	-	۱۴/۰۲ (۰)
	زن	۲۶/۸۷ (±۶/۷۲)		۱۳۲/۲۴ (±۳۴/۴۴)		۶/۱۱ (±۴/۱۱)
مسک ۵	مرد	۲۴/۸۲ (±۳/۹۷)	۰/۰۴	۱۲۹/۹۳ (±۲۶/۷۵)	-	۱۴/۰۲ (۰)
	زن	۲۹/۰۸ (±۸۶/۴±)		۱۲۶/۶۵ (±۴۹/۷۸)		۱۱/۶ (±۱/۴۱)
مسک ۶	مرد	۳۴/۰۵ (±۴/۲۶)	۰/۰۱	۱۱۹ (±۲۱/۹۶)	-	۲۱/۰۳ (۰)
	زن	۴۲/۳۸ (±۹/۱۷)		۱۲۴/۰۳ (±۴۰/۲۱)		۱۷/۸۳ (±۱/۳۸)
مسک ۷	مرد	۲۲/۳۰ (±۶/۵۵)	-	۱۸۸/۵۷ (±۴۵/۰۵)	-	۸/۵۱ (۰)
	زن	۲۴/۳۷ (±۳/۶۳)		۱۸۶/۴۴ (±۲۹/۹۶)		۷/۲۱ (±۰/۵۶)
مسک ۸	مرد	۱۶/۶۵ (±۵/۰۸)	-	۵۹/۱۹ (±۱۹/۷۷)	-	۱۹/۲۸ (±۲/۲۸)
	زن	۲۰/۵۴ (±۶/۳۸)		۶۸/۶۷ (±۲۳/۴۴)		۱۵/۵۸ (±۲/۴۶)

نشان می‌دهد برای نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و میانگین فشار سمت غالب و غیرغالب در هشت مسک در نمودار ۱ به نمایش در آمده است.

نتایج آزمون تی-زوج بین نیرو، فشار و سطح تماس سمت غالب و غیرغالب در ۸ مسک هیچگونه تفاوت معناداری را به نمایش نگذاشت ($P > 0.05$).

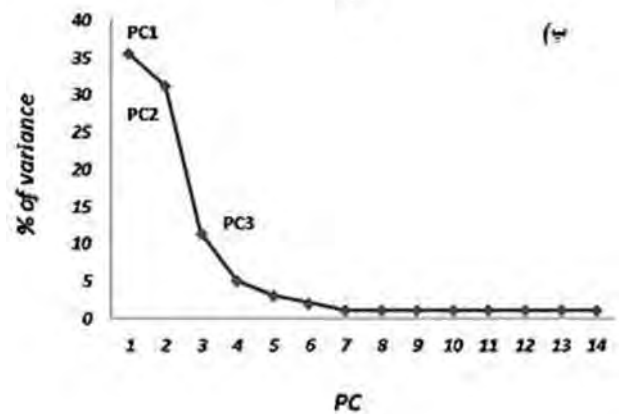
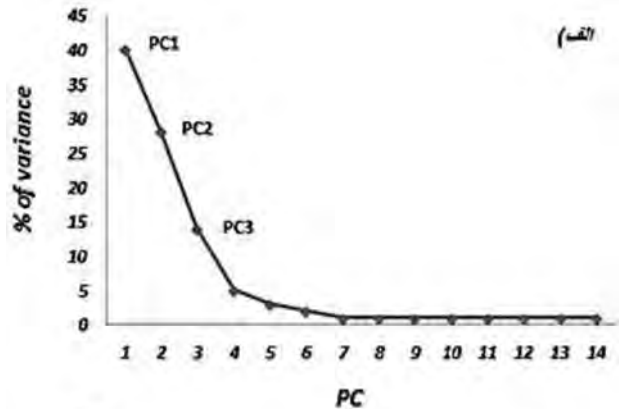
مقادیر مشخصه^۱ که واریانس استخراج شده توسط هر PC را



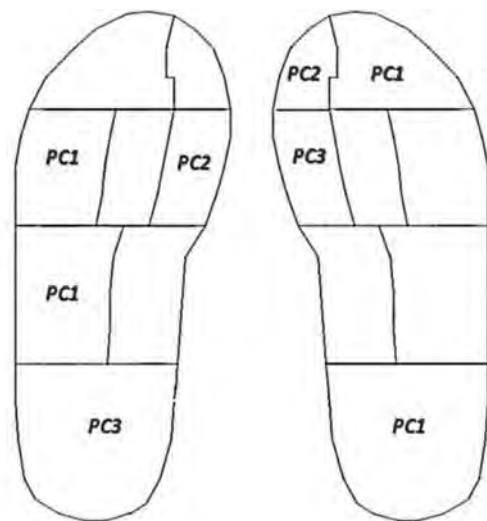
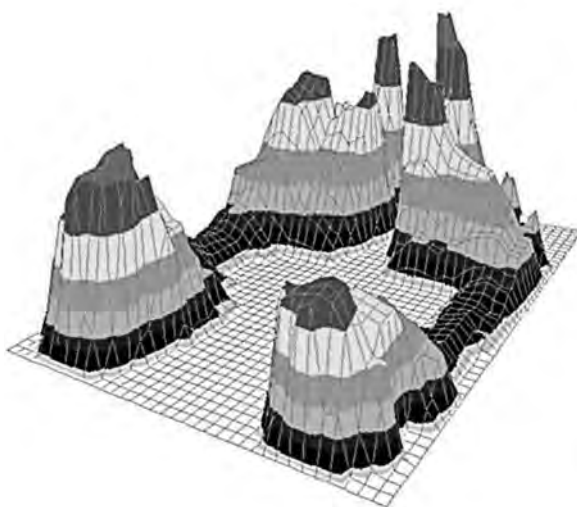
به طور کلی در سمت غالب سه مؤلفه اول توصیف کننده ۸۲٪ واریانس کل اطلاعات و در سمت غیرغالب سه مؤلفه اول توصیف کننده ۷۷/۸۳٪ واریانس کل اطلاعات بودند. محل هر PC در پای غالب و غیرغالب در تصویر ۳ به نمایش در آمده است. PC۱ در پای غالب ۴۰٪ واریانس کل اطلاعات پای غالب را به خود اختصاص داده است و به نیرو و فشار ناحیه پاشنه و انگشتان ۳-۵ مربوط می‌شود. PC۱ در پای غیرغالب ۳۵/۳۳٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و فشار متاتارس‌های ۳-۵ و همچنین ناحیه خارج وسط پا مربوط می‌شود.

PC۲ در پای غالب ۲۸٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به فشار و نیروی ناحیه انگشت شست مربوط می‌شود. PC۲ در پای غیرغالب نیز به نیروی عکس‌العمل و فشار ناحیه متاتارس اول مربوط می‌شود و ۳۱/۱۴٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده است.

PC۳ در پای غالب ۱۴٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به فشار و نیروی عکس‌العمل ناحیه متاتارس اول مربوط می‌شود. PC۳ در پای غیرغالب به ناحیه پاشنه مربوط بوده و ۱۱/۳۶٪ واریانس کلی اطلاعات را به خود اختصاص می‌دهد.



نمودار ۱. درصد واریانسی که هر PC در مجموع اطلاعات سمت غالب (الف) و سمت غیرغالب (ب) می‌تواند توصیف کند.



تصویر ۳. سمت راست: محل قرارگیری هر PC در مسک‌های کف پای غالب (راست) و غیرغالب (چپ). سمت چپ: شمایل سه بعدی توزیع فشار در کف پای یک آزمودنی سالم راست پا



وزن عاملی پارامترهای استخراج شده از هر PC در جدول شماره ۴ (پای غالب) و جدول ۵ (پای غیرغالب) به نمایش در آمده است.

جدول ۴. وزن عاملی پارامترهای شناخته شده در سه PC سمت برتر

PC۳	PC۲	PC۱
(۱۱/۳٪) واریانس اطلاعات	(۳۱/۴٪) واریانس اطلاعات	(۳۵/۳۲٪) واریانس اطلاعات
نیرو در پاشنه (۰/۹۵)	فشار در متاتارس اول (۰/۹۱)	فشار در متاتارسال‌های ۳-۵ (۰/۸۹)
فشار در پاشنه (۰/۷۴)	نیرو در متاتارس اول (۰/۹)	فشار در خارج وسط پا (۰/۸۷)
-	-	نیرو در متاتارسال‌های ۳-۵ (۰/۷۴)
-	-	نیرو در خارج وسط پا (۰/۷۳)

جدول ۵. وزن عاملی پارامترهای شناخته شده در سه PC سمت غیر برتر

PC۳	PC۲	PC۱
(۱۱/۳٪) واریانس اطلاعات	(۳۱/۴٪) واریانس اطلاعات	(۳۵/۳۲٪) واریانس اطلاعات
نیرو در پاشنه (۰/۹۵)	فشار در متاتارس اول (۰/۹۱)	فشار در متاتارسال‌های ۳-۵ (۰/۸۹)
فشار در پاشنه (۰/۷۴)	نیرو در متاتارس اول (۰/۹)	فشار در خارج وسط پا (۰/۸۷)
-	-	نیرو در متاتارسال‌های ۳-۵ (۰/۷۴)
-	-	نیرو در خارج وسط پا (۰/۷۳)

به جز ناحیه پاشنه که نیرو کمتر و ناحیه شست که نیرو بیشتر می‌باشد، در سایر نقاط پا توزیع نیرو مشابه بود (۲۱). توزیع فشار کف پای آزمودنی‌های مرد این تحقیق با تحقیق ریماناسان و همکاران (۲۰۱۰) و همچنین آزمودنی‌های مرد و زن این تحقیق با تحقیق ون زانت و همکاران (۲۰۰۱) نیز مشابه بود (۲۱، ۱۶). نتایج مقایسه فشار و نیروی عکس‌العمل بین آزمودنی‌های زن و مرد تحقیق کنونی، نتایج تحقیق مورفی و همکاران (۲۰۰۷) که تفاوتی بین توزیع فشار مردان و زنان در ۴ ناحیه پا پیدا نکرده بودند را رد کرد (۲۰). مقایسه توزیع فشار بین مردان و زنان این تحقیق نیز حاکی از عدم تفاوت معنی‌دار فشار در تمامی نقاط پا بود، که این یافته در تایید با نتایج تحقیق ون زانت و همکاران (۲۰۰۱) و مورفی و همکاران (۲۰۰۷) می‌باشد که تفاوت معنی‌داری را در الگوی توزیع فشار مردان و زنان پیدا نکرده بودند (۲۰، ۱۶).

PC۱ در پای غالب مربوط می‌شود به فشار و نیروی عکس‌العمل در نواحی پاشنه و چهار انگشت آخر پا. پاشنه در پذیرش وزن ابتدای چرخه راه‌رفتن و انگشتان خارجی پا نیز از طریق افزایش سطح تماس در تحمل وزن انتهایی مرحله استقرار راه رفتن نقش دارند (۲۲). بنابراین به نظر می‌رسد که مؤلفه اول پای غالب به تحمل وزن ابتدا و انتهای مرحله استقرار راه رفتن ارتباط داشته باشد و با توجه به رابطه مثبت و معنادار نیرو و فشار ناحیه پاشنه

ضریب همبستگی پیرسون در پارامترهای استخراجی از مؤلفه‌های سمت غالب رابطه مثبت و بالایی را بین نیروی عکس‌العمل عمودی پاشنه با نیروی سه انگشت آخر پا ($R=0.71, P<0.01$) و فشار ناحیه پاشنه با فشار سه انگشت آخر پا، ($R=0.51, P<0.01$) پیدا کرد. بین نیروی ناحیه انگشت شست با نیروی سایر انگشتان پای غالب رابطه معناداری یافت شد ($R=0.50, P<0.05$). در پای غیرغالب نیز بین نیرو و فشار اعمالی بر سه متاتارس آخر با ناحیه خارجی وسط پا نیز رابطه مثبت و قوی مشاهده شد ($R=0.70, P<0.01$).

بحث

هدف تحقیق کنونی مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در اندام غالب و غیرغالب افراد سالم با استفاده از تکنیک آنالیز اجزای اصلی بود.

سطح تماس کلیه نقاط پای آزمودنی‌های مرد این تحقیق با سطح تماس آزمودنی‌های مرد تحقیق ریماناسان و همکاران (۲۰۱۰) و همچنین ون زانت و همکاران (۲۰۰۱) مشابه بود (۲۱، ۱۶). سطح تماس آزمودنی‌های زن این تحقیق نیز مشابه تحقیق ون زانت و همکاران بود (۱۶).

مقایسه نیروی عکس‌العمل نرمال نشده آزمودنی‌های مرد این تحقیق با تحقیق ریماناسان و همکاران (۲۰۱۰) نشان داد که



با نیرو و فشار ناحیه انگشتان، چنین به نظر می‌رسد که هرچه تحمل وزن در ابتدای مرحله راه رفتن بیشتر شود در انتها هم همین اتفاق برای چهار انگشت خارجی پا رخ خواهد داد. PC₂ در سمت غالب حاوی فشار و نیروی اعمالی بر ناحیه شست بود. تا کنون محققین مختلفی به اهمیت انگشت شست در پیشروی اشاره داشته‌اند (۲۴-۲۲). هنینگ و میلانی (۱۹۹۳) چنین عنوان کردند که بار اعمالی بر ناحیه شست بار فعال است (۲۴)؛ به عبارت دیگر این محققین به نقش عضلات در بارهای اعمالی بر ناحیه شست اشاره داشته‌اند که در تایید با نقش انگشت شست در پیشروی است و نشان می‌دهد که نیروی عکس‌عملی که در نتیجه فعالیت عضلات خصوصاً پلانتر فلکسورها در لحظه پوش آف^۱ به زمین اعمال می‌شود، بارهای اعمالی بر شست را رقم می‌زند. ضریب همبستگی پیرسون در پای غالب رابطه مثبت و معناداری را بین نیروی عکس‌عمل عمودی ناحیه انگشت شست با نیروی عکس‌عمل سایر انگشتان پا نشان داد که این رابطه در پای غیرغالب مشاهده نشده بود. این رابطه نقش احتمالی چهار انگشت خارجی پا را در پیشروی نشان می‌دهد که بیشتر نقش آنها در افزایش سطح تماس به اثبات رسیده بود (۲۲). با توجه به عدم وجود رابطه معنادار بین فشار ناحیه چهار انگشت آخر با فشار اعمالی بر ناحیه شست، نقش چهار انگشت آخر در افزایش سطح تماس در این تحقیق نیز به تایید می‌رسد، با این حال رابطه نیروی بین انگشت شست با سایر انگشتان احتمالاً به نقش سایر انگشتان در پیشروی اشاره دارد. PC₃ پای غالب به فشار و نیروی تحت متاتارس اول پا مربوط می‌شود. رابطه معناداری بین فشار و نیروی تحت متاتارس اول با سایر متاتارس‌ها یافت نشد که عدم تفکیک مسک‌های سه متاتارس آخر پا ممکن است دلیل این عدم رابطه باشد، با این حال نتایج تحقیق‌های یافون و همکاران، (۱۹۹۹) نشان داد که بین متاتارس اول با متاتارس ۳-۵ رابطه منفی وجود دارد (۲۵). به این معنی که چنانچه بار اعمالی بر ناحیه داخلی پا افزایش پیدا کند بار وارده بر خارج پا کاهش پیدا می‌کند.

PC₁ سمت غیرغالب مربوط به فشار و نیروی ناحیه خارج وسط و خارج جلوی پاست. اعمال بار بر ناحیه خارجی وسط پا در میانه مرحله استقرار راه رفتن صورت می‌گیرد در حالی که نیرو در هنگام بلند شدن پاشنه بر ناحیه خارجی متاتارس‌ها اعمال می‌شود. ضریب همبستگی پیرسون رابطه قوی و معناداری را بین فشار و نیروی اعمالی بر ناحیه خارجی وسط پا با فشار و نیروی ناحیه متاتارس‌های خارجی به نمایش گذاشت، که نشان می‌دهد افزایش تحمل وزن در وسط مرحله استنس، افزایش تحمل وزن

در هنگام جداشدن پاشنه از زمین را به دنبال دارد. این رابطه در پای غیرغالب قوی تر بود (۰/۷۰ در برابر ۰/۶۱) که نشان می‌دهد در پای غیرغالب توزیع بار از ناحیه وسط پا به ناحیه جلوی پا بیشتر به سمت خارج پا میل دارد. این رابطه در انتقال بار از ناحیه وسط پا به جلوی پا را می‌توان به محل قرارگیری پاشنه روی زمین نسبت داد. صادقی و همکاران (۲۰۰۲) عنوان کرده بودند که موقعیت پا در هنگام تماس اولیه نسبت به مرکز ثقل بدن می‌تواند روی الگوی راه رفتن افراد تأثیر بگذارد (۲۶). بنابر اظهارات محقق چنین به نظر می‌رسد که مرکز فشار افرادی که تماس اولیه را نسبت به مرکز ثقل خود خارج تر و جلوتر انجام می‌دهند، به علت گشتاور جبرانی اینورتورها، ممکن است دارای مسیر پیشروی خارج تری باشد. بنابراین چنین می‌توان فرض کرد که احتمال دارد افراد در هنگام تماس اولیه، پای غیرغالب خود را نسبت به پای غالب مقداری دورتر از مرکز ثقل قرار دهند، از این رو انتقال بار از ناحیه خارج وسط پا به ناحیه خارج جلوی پا در پای غیرغالب خطی تر از پای غالب صورت می‌گیرد. هایافون و همکاران، (۱۹۹۹) عنوان کرده بودند که دومین پیک چرخه راه رفتن در هنگامی آغاز می‌شود که پاشنه متاتارس‌ها را برای تحمل وزن تنها می‌گذارد (۲۵). بیشتر باجسن (۱۹۷۹) اعلام کرده بود که فشار و نیروی وارده بر ناحیه متاتارس‌ها غیر فعال است (۲۷) به عبارت دیگر بارهای اعمالی بر ناحیه متاتارس‌ها در نتیجه فرایند تحمل وزن در هنگام بلند شدن پاشنه می‌باشد و از آن جایی که بارهای مرتبط با ناحیه سه متاتارس آخر در پای غیرغالب در ۳۵٪ PC₁ واریانس کل اطلاعات) و بارهای مرتبط با متاتارس اول در ۳۱٪ PC₂ واریانس کل اطلاعات) قرار گرفته بود، می‌توان چنین عنوان کرد که اندام غیرغالب در تحمل وزن در لحظه بلند شدن پاشنه نقش مهمی را بر عهده دارد (۶۶٪ واریانس کل اطلاعات).

در مجموع با توجه به این که دو مؤلفه اول (فشار و نیروی مربوط به انگشتان ۲ تا ۵) و دوم (فشار و نیروی مربوط به انگشت شست) استخراج شده از PCA در پای غالب به پیشروی مربوط می‌شوند و دربردارنده ۶۸٪ کل واریانس اطلاعات سمت غالب هستند، می‌توان رفتار اصلی سمت غالب را به پیشروی نسبت داد. با این حال فشار و نیروی پاشنه در PC₁ و متاتارس اول در PC₃ نشان می‌دهند که این اندام در تحمل وزن و انتقال وزن از پاشنه به سمت داخل پا و آماده سازی برای پوش آف نیز نقش مهمی بر عهده دارد. این یافته‌ها در تایید با یافته‌های صادقی و همکاران (۱۹۹۷) و هم‌چنین وونگ و همکاران (۲۰۰۷) است (۱۷، ۱۴).



بنابراین در هنگام بررسی بیومکانیکی عملکرد پنجه، غالب یا غیرغالب بودن آن باید مدنظر قرار گیرد. نتایج تحقیق کنونی تأییدی بر نظریه عدم تقارن عملکردی طی راه رفتن افراد سالم^۱ است. دو مولفه اصلی سمت برتر به نیرو و فشار نواحی انگشتان مربوط می‌شدند، که در فرایند پیشروی نقش دارند. با این حال نقش این اندام در تحمل وزن و انتقال وزن از ناحیه عقب به داخل پا نیز حائز اهمیت است. پارامترهای استخراجی از مولفه اول سمت غیر برتر نیز بر نقش این اندام در انتقال وزن از ناحیه وسط پا به ناحیه خارج پا تأکید داشتند. در سه مولفه اصلی سمت غیر برتر، پارامتری مرتبط با پیشروی مشاهده نشد که به نظر می‌رسد وظیفه اصلی این اندام در کنترل تعادل باشد. با توجه به تفاوت عملکردی در توزیع فشار کف پای بین پای برتر و غیر برتر، انتخاب پا برای تجزیه و تحلیل نتایج توزیع فشار کف پای بایستی با توجه به اندام برتر و غیر برتر صورت بگیرد تا از اثر برتری یا عدم برتری اندام بر نتایج کاسته شود.

لازم به ذکر است که در تحقیق حاضر محدودیت‌های غیر قابل اجتنابی وجود داشت. علی‌رغم این که پیش از استفاده از سیستم اندازه‌گیری، آزمودنی با شرایط آزمون آشنایی پیدا می‌کرد، باز هم نمی‌توان اطمینان داشت که شرایط آزمون روی الگوی طبیعی راه رفتن آزمودنی‌ها تأثیر نداشته باشد. با توجه به این که فعالیت عضلانی، خصوصاً در انتهای فاز استقرار راه رفتن نقش مهمی در فشار و نیروی اعمالی بر کف پا دارد، پیشنهاد می‌شود که کار مشابهی به همراه اندازه‌گیری همزمان فعالیت الکتریکی (EMG) عضلات مچ پا و زانو انجام شود.

تشکر و قدردانی

کلیه اندازه‌گیری‌های این تحقیق در آزمایشگاه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی صورت گرفت که بدین وسیله از اعضای این مرکز تشکر و قدردانی می‌شود.

صادقی و همکاران (۱۹۹۷) با استفاده از تکنیک آنالیز اجزای اصلی و پارامترهای توان عضلانی و انرژی مکانیکی نشان دادند که اندام تحتانی سمت راست مسئولیت اولیه پیشروی و ثانویه عملکردی حمایتی را بر عهده دارد (۱۴). نتایج تحقیق وونگ و همکاران (۲۰۰۷) نیز که روی توزیع فشار کف پای غالب و غیرغالب فوتبالیست‌ها در حرکات مخصوص فوتبال انجام شده بود نیز حاکی از این مطلب بود که اندام غالب مسئولیت اولیه پیشروی را بر عهده دارد (۱۷).

با توجه به این که فشار و نیروی مربوط به ناحیه خارجی وسط و جلوی پا، پارامترهای موجود در PC۱ سمت غیرغالب بودند، می‌توان مسئولیت اولیه اندام غیرغالب را به انتقال وزن از ناحیه خارج وسط پا به ناحیه خارج جلوی پا نسبت داد که احتمالاً در جهت حفظ پایداری و آماده‌سازی برای پیشروی سمت غالب است. رابطه همبستگی معنادار بین فشار و نیروی ناحیه خارج وسط پا با فشار و نیروی ناحیه خارج جلوی پا، تأییدی بر این مسئولیت اندام تحتانی است. با توجه به این که توزیع بار در پای سمت غیرغالب بر خلاف سمت غالب که به سمت داخل پا می‌باشد به سمت خارج پاست، به نظر می‌رسد که فشار و نیروی مربوط به پیشروی (در ناحیه انگشت شست و سایر انگشتان) در سه مولفه اصلی سمت غیرغالب جایی نداشته باشد و به عبارت دیگر وظیفه پیشروی سمت غیرغالب توسط PCA وظیفه مهمی تلقی نشود. این نتایج نیز در تایید یافته‌های صادقی و همکاران (۱۹۹۷) و وونگ و همکاران (۲۰۰۷) است که مسئولیت اصلی اندام تحتانی سمت چپ را عملکرد حمایتی و پایداری دانسته بودند (۱۴، ۱۷).

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد سمت غالب مسئولیت پیشروی و پذیرش وزن و سمت غیرغالب مسئولیت کنترل تعادل را بر عهده داشته باشد.

منابع

- 1-Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*. 2000; 12 (1): 34-80.
- 2-Seegeer BR, Caudrey DJ, Scholes JR. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1981; 62 (8): 364.
- 3-Jørgensen L, Crabtree NJ, Reeve J, Jacobsen BK. Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part of the femoral neck differently: bone adaptation after decreased mechanical loading. *Bone*. 2000; 27 (5): 701-7.

- 4-Brandstater ME, De Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1983; 64 (12): 583.
- 5-Griffin MP, Olney SJ, McBride ID. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture*. 1995; 3 (3): 132-42.
- 6-Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008; 89 (2): 304-10.
- 7-Prince F, Allard P, Therrien RG, McFadyen BJ. Running gait impulse



- asymmetries in below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1992; 16 (1): 19-24.
- 8-Perttunen JR, Anttila E, Södergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.* 2004; 14 (1): 49-56.
- 9-Pereira CS, Silva JGM, Sacco ICN. Effects of mild leg length discrepancy on vertical ground reaction forces in running. *Journal of Biomechanics.* 2006; 39: 544-544.
- 10-Barr. A, Andersen. JC, Danoff. JV. (1987). Symmetry of temporal, spatial and kinematic events during gait. Read at the third annual East Cost gait Laboratory Conference, Bethesda, MD.
- 11-Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3D able-bodied gait. *Human Movement Science.* 1996; 15 (3): 327-46.
- 12-Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21 (1): 110-4.
- 13-Dickey JP, Winter DA. Adaptations in gait resulting from unilateral ischaemic block of the leg. *Clinical Biomechanics.* 1992; 7 (4): 215-25.
- 14-Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science.* 1997; 16 (2): 243-58.
- 15-Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Physical Therapy.* 2000; 80 (4): 399-409.
- 16-VanZant RS, McPoil TG, Cornwall MW. Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2001; 91 (7): 337-42.
- 17-Wong P, Chamari K, Chaouachi A, Wisloff U, Hong Y. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *British Journal of Sports Medicine.* 2007; 41 (2): 84-92.
- 18-Bosch K, Rosenbaum D. Gait symmetry improves in childhood-A 4-year follow-up of foot loading data. *Gait & Posture.* 2010; 32 (4): 464-8.
- 19-Boyd LA, Bontrager EL, Mulroy SJ, Perry J. The reliability and validity of the novel Pedar system of in-shoe pressure measurement during free ambulation. *Gait & Posture.* 1997; 5 (2): 165-165.
- 20-Murphy DF, Beynon BD, Michelson JD, Vacek PM. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot & Ankle International.* 2005; 26 (2): 171-9.
- 21-Ramanathan AK, Kiran P, Arnold GP, Wang W, Abboud RJ. Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system. *Foot Ankle Surg.* 2010; 16 (2): 70-3.
- 22-Hughes J, Clark P, Klenerman L. The importance of the toes in walking. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume.* 1990; 72 (2): 245-51.
- 23-Burnfield JM, Few CD, Mohamed OS, Perry J. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics.* 2004; 19 (1): 78-84.
- 24- Hennig EM, Milani TL. Die Dreipunktunterstützung des Fußes. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete.* 2008; 131 (03): 279-84.
- 25-Hayafune N, Hayafune Y, Jacob HAC. Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot.* 1999; 9 (2): 88-92.
- 26-Sadeghi H, Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Sadeghi S, Perrault R, et al. Relationship between ankle frontal muscle powers and three-D gait patterns. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* 2002; 81 (6): 429-36.
- 27-BOJSEN-MØLLER F. Anatomy of the forefoot, normal and pathologic. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1979; 142: 10-18.

Comparison of Plantar Pressure Distribution and Vertical Ground Reaction Force between Dominant and None-Dominant Limb in Healthy Subjects Using Principle Component Analysis (PCA) Technique

**Farjad Pezeshk A. (M.Sc.)¹, Sadeghi H. (Ph.D.)², Farzadi M. (M.Sc.)³*

Receive date: 02/09/2012

Accept date: 17/03/2013

1-Ph.D. Student in Sport

Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2-Ph.D. in Sport Biomechanics,

Professor of Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran

3-M.Sc. of Orthotic & Prosthetic

Sciences, University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

***Correspondent Author Address:**

Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Varzesh Street, Shahid Haghani Highway, Tehran, Iran.

***Tel:** +98 (21) 88329220-3

***E-mail:** ehsan.farjad.pezeshk@gmail.com

Abstract

Objectives: The aim of this study was the comparison of plantar pressure distribution and vertical ground reaction force between dominant and non-dominant limbs in healthy through using Principle Component Analysis (PCA) technique.

Materials & Methods: This study was quasi-experimental in which 20 healthy adult males and females were selected from available subjects. Subject's plantar pressure distribution and vertical ground reaction force measured using the Pedar-X system. The obtained data were analyzed by Paired-t test, one way analyze of variance, Pearson coefficient correlation and PCA.

Results: ANOVA and Paired-t test did not show any significance difference between males and females and dominant and non-dominant limb pressure pattern, ($P>0.05$). PCA recognized pressure and force applied on the heel, fingers, big toe and first metatarsal regions for the dominant limb and lateral mid foot, lateral fore foot, first metatarsal and heel regions for non-dominant limb, as important parameters.

Conclusion: The results of this study showed that, dominant limb is responsible for propulsion and weight acceptance and non-dominant limb is responsible for balance control. Therefore during biomechanical evaluation of feet, difference between function of dominant and non-dominant limb must be considered.

Keywords: Symmetry in Gait, Plantar pressure, Vertical ground reaction force, Principle Component Analysis (PCA)