Archive of SID

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

*عباس فرجاد پزشک[۱]، حیدر صادقی[۲]، مائده فرزادی[۳]

چکیده

هدف: هدف این مقاله، مقایسه توزیع فشار کف‌پایی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در اندام‌غالب 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 کف‌پایی 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 راه‌رفتن، فشار کف‌پایی، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، آنالیز اجزای اصلی

۱ـ دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲ـ دکترای بیومکانیک ورزشی، استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳ـ دانشجوی کارشناسی‌ارشد 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: ۸۸۳۲۹۲۲۰-۳ (۲۱) ۹۸+
* رایانامه:
ehsan.farjad.pezeshk@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

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 برنامه 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 (۶-۳)، قطع اندام (۷) و کوتاهی اندام تحتانی (۹، ۸) روی عدم تقارن راه‌رفتن پرداخته‌اند. از آن جایی 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 (۱۱، ۱۰)، پارامترهای کینتیکی (۱۳، ۱۲) 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 کف‌پایی 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 فرضیاتی که در خصوص توزیع فشار کف‌پایی طی راه‌رفتن وجود دارد، بحث مربوط به تقارن در الگوی توزیع فشار کف‌پایی بین پای‌غالب و غیرغالب است. در همین راستا چندین محقق تقارن در توزیع فشار کف‌پایی را در جامعه بیماران و افراد سالم مورد بررسی قرار داده‌اند. ون زانت و همکاران (۲۰۰۱) توزیع فشار کف‌پایی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین پای راست و چپ مردان و زنان سالم را مورد مقایسه قرار دادند، که نتایج آنها حاکی از بیشتر بودن فشار در ناحیه پاشنه و عقب پای راست بود (۱۶). پرتونن و همکاران (۲۰۰۴) تقارن در توزیع فشار کف‌پایی و نیروی عکس‌العمل افراد دارای کوتاهی اندام تحتانی[1] (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 کف‌پایی 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 کف‌پایی 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 روزنبام (۲۰۱۰) در مطالعه‌ای ۴ ساله، بهبود تقارن در توزیع فشار کف‌پایی 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 کف‌پایی 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[2] (SI٪) و شاخص تقارن مطلق[3] (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[4] (PCA) است. صادقی و همکاران (۱۹۹۷) با استفاده از PCA عدم تقارن عملکردی را در

1- Lower limb descrepandy 2- Symmetry Index (%) 3- Absolute Symmetry Index (%) 4- Principle Component Analysis

www.SID.ir

Archive of SID

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 کف‌پایی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در پای غالب و غیرغالب مردان و زنان سالم انجام شده و شاخص‌های نه چندان 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 کف‌پایی 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 کف‌پایی 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[1]، کایفوز[2] و اسکولیوز[3]، انحرافات زانو شامل زانوی پرانتزی[4] و ضربدری[5]، انحرافات کف پا شامل کف پای صاف[6]، گود[7] و انگشت شست کج[8]، دامنه حرکتی مچ پا، درد در اندام تحتانی و شلی مفصل مچ پا[9]، (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 پای‌غالب 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 یک هفته و در ساعت‌های مشابهی از شبانه‌روز در آزمایشگاه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی صورت گرفت. به منظور اندازه‌گیری توزیع فشار کف‌پایی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، از سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف‌پایی پدار[10] 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[11] 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 در خواست 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 در خواست 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 چنان چه 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.

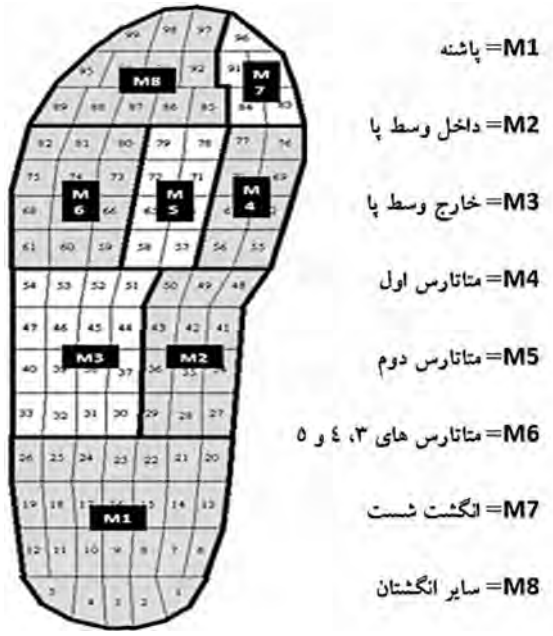
تصویر شماره ۱ الف) کفش استاندارد مورد استفاده در این تحقیق؛ ب) سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف‌پایی

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

www.SID.ir

Archive of SID

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



تصویرشماره 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 ($P\leq ۰/۰۵$) و برای مقایسه این پارامترها بین پای غالب و غیرغالب از آزمون تی زوج استفاده شد ($P\leq ۰/۰۵$). 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 توزیع فشار و نیروی عکس‌العمل 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 عکس‌العمل 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[1] (PCs) تعریف می‌کند، به طوری که هر کدام از این مؤلفه‌ها، قادرند تا درصدی از کل واریانس اطلاعات را توصیف کنند. داخل هر مؤلفه، فاکتورهای مختلف (همان پارامترهای فشار و نیرو در هشت مسک) قرارداشته و هر کدام از این فاکتورها با توجه به وزنی که PCA به آن‌ها می‌دهد (وزن عاملی[2])، درون مولفه قرار می‌گیرند. این وزن به عبارتی نشان دهنده اهمیت آن فاکتور در مؤلفه است. در مرحله بعد به منظور انتخاب تعداد مؤلفه‌هایی (PCs) که می‌بایست 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 می‌شود به انتخاب نوع دوران. با استفاده از دوران می‌توان تفسیر پذیری فاکتورهای درون هر مؤلفه را بهبود بخشید. در این مرحله و به منظور انتخاب نوع دورانی که برای شناسایی ساختار اصلی مجموعه اطلاعات انجام می‌شود از دوران وریمکس[3] 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.

یافته‌ها

مشخصات فردی نمونه‌ها 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 آنالیز واریانس در جدول ۲ و ۳ ارائه شده است.

جدول شماره 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 راست	اندام غالب چپ
مردان	۱۰	۲۷/۲۱ (±۵/۲۴)	۱۷۷/۶۶ (±۷/۴۸)	۷۳/۱۱ (±۸/۷۲)	۲۳/۱۰ (±۱/۷۰)	۱۰	۰
زنان	۱۰	۲۸/۱۴ (±۶/۳۲)	۱۶۳/۱ (±۶/۴۸)	۵۵/۶ (±۴/۹۹)	۲۰/۹۴ (±۲/۵۱)	۹	۱

1- Principle Component 2- Factor loading 3- Varimax Rotation

www.SID.ir

Archive of SID

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 که با توجه به بیشتر بودن سطح تماس در این ناحیه، این افزایش نیرو موجب افزایش معنادار فشار نشد. متاتارس‌های ۵-۲ 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.

جدول شماره 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

مسک	گروه	N(BW%)[1]	مقدار احتمال	میانگین فشار (kPa)	مقدار احتمال	سطح تماس (cm)[2]
مسک ۱	مرد	۶۴/۷۷ (±۹/۲۰)	<۰/۰۰۱	۱۰۴/۵۷ (±۱۵/۵۸)	۰/۰۵	۴۱/۸۵ (±۱/۷۴)
	زن	۷۸/۸۹ (±۱۱/۱۳)		۴۳/۱۱۷ (±۱۹/۲۸)		۳۴/۷۲ (±۲/۲۰)
مسک ۲	مرد	۱/۷۱ (±۱/۲۵)	۰/۰۳	۵/۱۱ (±۳/۵۷)	-	۵/۴۰ (±۴/۰۵)
	زن	۰/۶۹ (±۰/۶۹)		۲/۳۰ (±۲/۳۳)		۱/۴۷ (±۱/۴۰)
مسک ۳	مرد	۱۸/۹۹ (±۴/۲۱)	-	۴۷/۶۹ (±۱۱/۲۲)	-	۲۶/۵۲ (±۲/۱۵)
	زن	۱۵/۸۰ (±۴/۴۱)		۳۷/۹۱ (±۱۰/۸۶)		۱۹/۰۷ (±۳/۳۱)
مسک ۴	مرد	۲۲/۳۳ (±۵/۴۴)	-	۱۱۷/۰۸ (±۳۲/۶۲)	-	۱۴/۰۲ (۰)
	زن	۲۸/۰۷ (±۷/۲۹)		۱۳۵/۰۷ (±۳۹/۳۱)		۱۱/۴۷ (±۰/۷۶)
مسک ۵	مرد	۲۲/۵۱ (±۳/۲۴)	-	۱۱۷/۹۹ (±۲۳/۸۰)	-	۱۴/۰۲ (۰)
	زن	۲۹/۱۴ (±۳/۸۲)		۱۳۹/۶۷ (±۲۲/۹۴)		۱۱/۳۳ (±۱/۱۳)
مسک ۶	مرد	۳۴/۲۸ (±۴/۶۵)	۰۴/۰	۱۱۸/۹۲ (±۱۹/۸۴)	-	۲۱/۰۳ (۰)
	زن	۴۰/۷۱ (±۸/۰۵)		۱۳۰/۵۰ (±۲۲/۵۰)		۱۷/۴۳ (±۰/۸۲)
مسک ۷	مرد	۲۱/۶۴ (±۶/۶۱)	-	۱۸۳/۴۵ (±۴۳/۶۱)	-	۸/۵۱ (۰)
	زن	۲۳/۶۱ (±۳/۷۶)		۱۸۴/۹۶ (±۲۵/۲۹)		۷/۵ (±۰/۳۳)
مسک ۸	مرد	۱۷/۴۲ (±۶/۳۱)	-	۶۲/۱۴ (±۲۴/۸۰)	-	۱۹/۷۹ (±۰/۸۸)
	زن	۱۷/۳۲ (±۳/۹۶)		۵۶/۵۷ (±۱۲/۹۳)		۱۵/۵۸ (±۲/۱۹)

www.SID.ir

Archive of SID

جدول شماره 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	نیروN(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 (۴۱/۱±)
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)

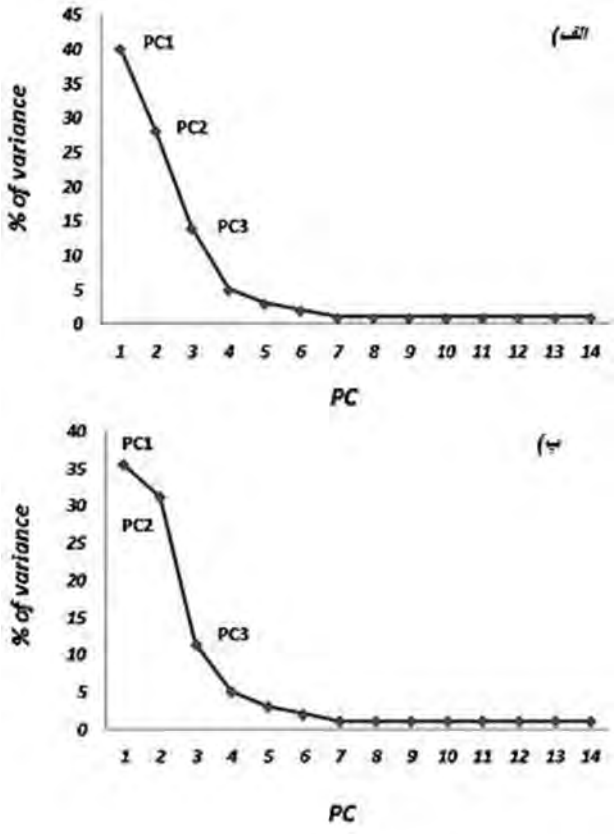
نتایج آزمون t-زوج بین نیرو، فشـار و سطح تماس سمت غالب و غیرغالب در ۸ مسـک هیچگونه تفاوت معناداری را به نمایش نگذاشت (P>۰/۰۵).

مقادیر مشـخصه[1] که واریانس استخراج شـده توسط هر PC را نشـان می‌دهد برای نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و میانگین فشـار سمت غالب و غیرغالب در هشـت مسک در نمودار ۱ به نمایش در آمده است.

1- Eigenvalues

www.SID.ir

Archive of SID

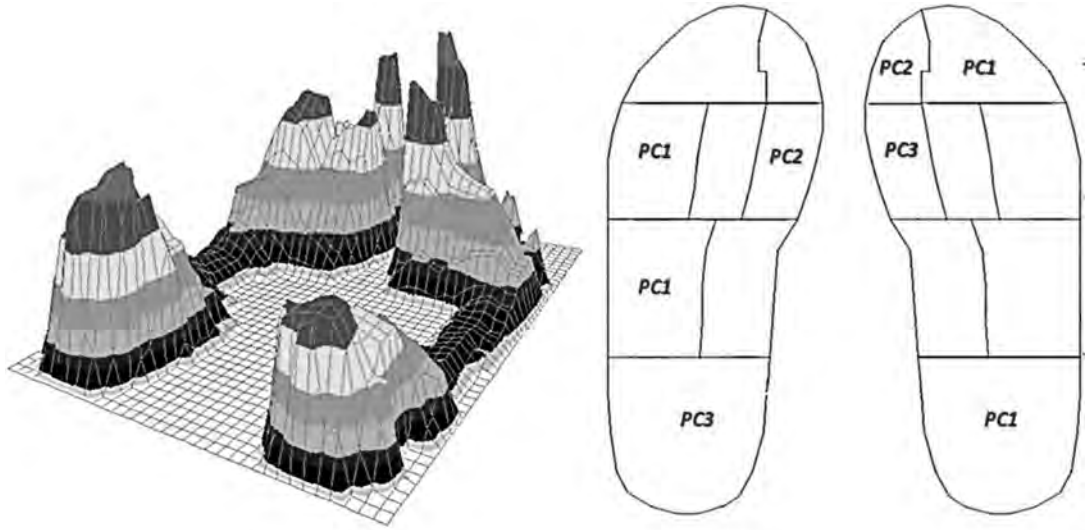


نمودار شماره ۱. درصد واریانسی که هر PC در مجموع اطلاعات سمت غالب (الف) و سمت غیرغالب (ب) می‌تواند توصیف کند.

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. ۱PC در پای غالب ۴۰٪ واریانس کل اطلاعات پای غالب را به خود اختصاص داده است و به نیرو و فشار ناحیه پاشنه و انگشتان ۵-۳ مربوط می‌شود. ۱PC در پای غیرغالب ۳۵/۳۳٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و فشار متاتارس‌های ۵-۳ و هم‌چنین ناحیه خارج وسط پا مربوط می‌شود.

۲PC در پای غالب ۲۸٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به فشار و نیروی ناحیه انگشت شست مربوط می‌شود. ۲PC 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.

۳PC در پای غالب ۱۴٪ واریانس کل اطلاعات را به خود اختصاص داده و به فشار و نیروی عکس‌العمل ناحیه متاتارس اول مربوط می‌شود. ۳PC در پای غیرغالب به ناحیه پاشنه مربوط بوده و ۱۱/۳۶٪ واریانس کلی اطلاعات را به خود اختصاص می‌دهد.



تصویر شماره 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

www.SID.ir

Archive of SID

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

PC۱ (۴۰٪ واریانس اطلاعات)	PC۲ (۲۸٪ واریانس اطلاعات)	PC۳ (۱۴٪ واریانس اطلاعات)
نیرو در پاشنه (۰/۹۸)	نیروی انگشت شست (۰/۹۵)	نیرو در متاتارس اول (۰/۹۶)
فشار در پاشنه (۰/۸)	فشار انگشت شست (۰/۸۵)	فشار در متاتارس اول (۰/۹۵)
فشار در سایر انگشتان (۰/۸)	–	–
نیرو در سایر انگشتان (۰/۷۹)	–	–

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

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

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=۰/۷۱، P<۰/۰۱) و فشار ناحیه پاشنه با فشار سه انگشت آخر پا، (R=۰/۵۱، P<۰/۰۱) پیدا کرد. بین نیروی ناحیه انگشت شست با نیروی سایر انگشتان پای غالب رابطه معناداری یافت شد (R=۰/۵۰، P<۰/۰۵). 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 (P<۰/۰۱ ؛R=۰/۷۰، P<۰/۰۱ ؛R=۰/۶۹).

بحث

هدف تحقیق کنونی مقایسه توزیع فشار کف‌پایی 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 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 کف‌پایی 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 انتهای مرحله استقرار راه رفتن[1] نقش دارند (۲۲). بنابراین به نظر می‌رسد که مؤلفه اول پای غالب به تحمل وزن ابتدا و انتهای مرحله استقرار راه‌رفتن ارتباط داشته باشد و با توجه به رابطه مثبت و معنادار نیرو و فشار ناحیه پاشنه

1- Stance

www.SID.ir

Archive of SID

با نیرو و فشـار ناحیه انگشـتان ، چنین به نظر می‌رسد که هرچه تحمـل وزن در ابتدای مرحله راه‌رفتن بیشـتر شـود در انتها هم همین اتفاق برای چهار انگشت خارجی پا رخ خواهد داد. ۲PC در سمت غالب حاوی فشار و نیروی اعمالی بر ناحیه شست بود. تا کنون محققین مختلفی به اهمیت انگشـت شسـت در پیشروی اشاره داشـته‌اند (۲۴-۲۲). هنینگ و میلانی (۱۹۹۳) چنین عنوان کردنـد که بار اعمالی بر ناحیه شسـت بار فعال اسـت (۲۴)؛ به عبـارت دیگر این محققین به نقش عضلات در بارهای اعمالی بر ناحیه شست اشاره داشـته‌اند که در تایید با نقش انگشت شست در پیشـروی است و نشان می‌دهد که نیروی عکس‌العملی که در نتیجه فعالیت عضلات خصوصاً پلانتار فلکسورها در لحظه پوش آف[1] بـه زمین اعمال می‌شـود، بارهای اعمالی بر شسـت را رقم می‌زند. ضریب همبسـتگی پیرسـون در پای غالب رابطه مثبت و معناداری را بین نیروی عکس‌العمل عمودی ناحیه انگشت شست با نیروی عکس‌العمل سـایر انگشتان پا نشان داد که این رابطه در پای غیرغالب مشاهده نشـده بود. این رابطه نقش احتمالی چهار انگشـت خارجی پا را در پیشروی نشـان می‌دهد که پیشتر نقش آنها در افزایش سـطح تماس به اثبات رسـیده بود (۲۲). با توجه به عدم وجود رابطه معنادار بین فشـار 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 انگشـت شست با سایر انگشتان احتمالاً به نقش سایر انگشتان در پیشروی اشاره دارد. ۳PC پای غالب به فشار و نیروی تحت متاتارس اول پا مربوط می‌شود. رابطه معناداری بین فشار و نیروی تحت متاتارس اول با سـایر متاتارس‌ها یافت نشد که عدم تفکیک مسک‌های سه متاتارس آخر پا ممکن است دلیل این عدم رابطه باشد، با این حال نتایج تحقیق‌هایافون و همکاران، (۱۹۹۹) نشان داد که بین متاتارس اول با متاتارس ۵-۳ رابطه منفی وجود دارد (۲۵). بـه این معنی که چنانچه بار اعمالی بر ناحیه داخلی پا افزایش پیدا کند بار وارده بر خارج پا کاهش پیدا می‌کند.

۱PC سمت غیرغالب مربوط به فشار و نیروی ناحیه خارج وسط و خارج جلوی پاسـت. اعمال بار بر ناحیه خارجی وسـط پا در میانه مرحله اسـتقرار راه‌رفتن صـورت می‌گیرد در حالی که نیرو در هنگام بلند شـدن پاشـنه بر ناحیه خارجـی 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 وسـط مرحله استنس، افزایش تحمل وزن در هنگام جداشـدن 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 پـای غیرغالب توزیع بار از ناحیه وسـط پا به ناحیه جلوی پا بیشـتر به سـمت خارج پا میـل دارد. این رابطـه در انتقال بار از ناحیه وسـط پا به جلوی پا را می‌توان به محل قرار گیری پاشـنه روی زمین نسـبت داد. صادقی و همـکاران (۲۰۰۲) عنوان کرده بودند کـه موقعیت پا در هنگام تماس اولیه نسـبت به مرکز ثقل بدن می‌تواند روی الگـوی راه‌رفتن افراد تأثیر بگذارد (۲۶). بنابر اظهارات محقق چنین به نظر می‌رسـد که مرکز فشـار افرادی که تماس اولیه را نسـبت به مرکز ثقل خود خارج‌تر و جلوتر انجام می‌دهند، به علت گشتاور جبرانی اینورتورها، ممکن است دارای مسیر پیشروی خارج‌تری باشد. بنابراین چنین می‌توان فرض کرد که احتمال دارد افراد در هنـگام تماس اولیه، پای غیرغالب خود را نسـبت 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 پـای غیرغالب خطی‌تر از پای غالب صورت می‌گیرد. هایافون و همـکاران، (۱۹۹۹) عنوان کرده بودند کـه دومین پیک چرخه راه‌رفتن در هنگامی آغاز می‌شـود که پاشـنه متاتارس‌ها را برای تحمـل وزن تنها می‌گذارد (۲۵). پیشـتر باجسـن (۱۹۷۹) اعلام کرده بود که فشـار و نیروی وارده بر ناحیه متاتارس‌ها غیر فعال اسـت (۲۷) به عبارت دیگر بارهـای اعمالی بر ناحیه متاتارس‌ها در نتیجه فرایند تحمل وزن در هنگام بلند شـدن پاشنه می‌باشد و از آن جایی که بارهای مرتبط با ناحیه سـه متاتارس آخر در پای غیرغالب در ۳۵٪) ۱PC واریانس کل اطلاعات) و بارهای مرتبط با متاتارس اول در ۳۱٪) ۲PC 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 انگشـتان ۲ تا ۵) و دوم (فشـار و نیروی مربوط به انگشـت شست) استخراج شده از PCA در پای غالب به پیشروی مربوط می‌شـوند 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 ۱PC و متاتارس اول در ۳PC نشـان می‌دهند که این اندام در تحمل وزن و انتقال وزن از پاشنه به سـمت 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) اسـت (۱۷، ۱۴).

1- Push off

www.SID.ir

Archive of SID

صادقـی و همکاران (۱۹۹۷) با اسـتفاده از تکنیـک آنالیز اجزای اصلی و پارامترهای توان عضلانی و انرژی مکانیکی نشـان دادند که اندام تحتانی سـمت راست مسـئولیت اولیه پیشروی و ثانویه عملکردی حمایتـی را بر عهده دارد (۱۴). نتایج تحقیق وونگ و همکاران (۲۰۰۷) نیز که روی توزیع فشـار کف‌پایی پای غالب و غیرغالب فوتبالیسـت‌ها در حرکات مخصوص فوتبال انجام شده بود نیـز حاکی از این مطلب بود که اندام غالب مسـئولیت اولیه پیشروی را بر عهده دارد (۱۷).

با توجه به این که فشـار و نیروی مربوط به ناحیه خارجی وسط و جلوی پا، پارامترهای موجود در PC۱ سـمت غیرغالب بودند، می‌توان مسـئولیت اولیه اندام غیرغالب را به انتقال وزن از ناحیه خارج وسـط پا به ناحیه خارج جلوی پا نسبت داد که احتمالاً در جهت حفظ پایداری و آماده‌سـازی برای پیشـروی سمت غالب اسـت. رابطه همبستگی معنادار بین فشـار و نیروی ناحیه خارج وسـط پا با فشـار و نیروی ناحیه خارج جلوی پا، تاییدی بر این مسـئولیت اندام تحتانی اسـت. با توجه به این کـه 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 سـه مؤلفه 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 با یافته‌های صادقی و همکاران (۱۹۹۷) و وونگ و همکاران (۲۰۰۷) اسـت که مسئولیت اصلی اندام تحتانی سـمت چپ را عملکرد حمایتی و پایداری دانسـته بودند (۱۷، ۱۴).

نتیجه‌گیری

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

بنابرایـن در هنگام بررسـی بیومکانیکی عملکـرد پنجه، غالب یا غیرغالـب بودن آن بایـد مدنظر قرار گیرد. نتایـج تحقیق کنونی تأییـدی بر نظریه عدم تقارن عملکردی طی راه‌رفتن افراد سـالم[1] است. دو مولفه اصلی سمت برتر به نیرو و فشار نواحی انگشتان مربوط می‌شـدند، که در فرایند پیشـروی نقش دارند. با این حال نقـش این اندام در تحمـل وزن و انتقـال وزن از ناحیه عقب به داخل پا نیز حائز اهمیت اسـت. پارامترهای استخراجی از مولفه اول سـمت غیر برتر نیز بر نقش این اندام در انتقال وزن از ناحیه وسـط پا بـه ناحیه خارج پا تأکید داشـتند. در سـه مولفه اصلی سـمت غیر برتر، پارامتری مرتبط با پیشـروی مشـاهده نشد که به نظر می‌رسـد وظیفه اصلی این اندام در کنترل تعادل باشـد. با توجه به تفاوت عملکردی در توزیع فشار کف‌پایی بین پای برتر و غیربرتـر، انتخاب پـا برای تجزیه و تحلیل نتایج توزیع فشـار کف‌پایی بایستی با توجه به اندام برتر و غیربرتر صورت بگیرد تا از اثر برتری یا عدم برتری اندام بر نتاج کاسته شود.

لازم به ذکر اسـت که در تحقیق حاضر محدودیت‌های غیر قابل اجتنابی وجود داشـت. علی‌رغم این که پیش از استفاده از سیستم اندازه‌گیری، آزمودنی با شرایط آزمون آشنایی پیدا می‌کرد، باز هم نمی‌توان اطمینان داشـت که شـرایط آزمون روی الگوی طبیعی راه‌فتن آزمودنی‌ها تأثیر نداشـته باشـد. با توجه به این که فعالیت عضلانی، خصوصاً در انتهای فاز اسـتقرار راه‌رفتن نقش مهمی در فشـار و نیروی اعمالی بر کف پا دارد، پیشـنهاد می‌شـود که کار مشابهی به همراه اندازه‌گیری همزمان فعالیت الکتریکی (EMG) عضلات مچ پا و زانو انجام شود.

تشکر و قدردانی

کلیـه اندازه‌گیری‌های این تحقیـق در آزمایشـگاه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی صورت گرفت که بدین‌وسیله از اعضای این مرکز تشکر و قدردانی می‌شود.

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-Seeger 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

1- Functional gait asymmetry in able-bodied sobjects

www.SID.ir

Archive of SID

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, Beynnon 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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-MS.c. of orthotic & prosthetic Sciences,University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, ,Tehran, Iran

***Correspondent Author Address:** physical edncation 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 none-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; PCA

www.SID.ir