تقارن در پارامترهای منتخب توزیع فشار کف پایی سالمندان دارای کوتاهی پا (LLD)

(مقاله پژوهشی)

*رغد معمار[۱]، سیدعباس فرجادپزشک[۲]، حامد قاسم‌پور[۳]، مرضیه شیرازی‌خواه[۴]

چکیده:

هدف: کوتاهی اندام تحتانی (LLD)، از مشکلاتی است که تغییراتی در پارامترهای مختلف ازجمله توزیع فشار کف پایی حین گام‌برداری به وجود می‌آورد. هدف این تحقیق، بررسی تقارن در پارامترهای منتخب توزیع فشار کف پایی سالمندان دارای کوتاهی پا (LLD) بود.

روش بررسی: در این تحقیق، ۲۱ سالمند دارای کوتاهی اندام (۱/۵ تا ۳ سانتی‌متر) از شهرستان اصفهان به‌صورت نمونه مشارکت کردند. فشار کف پایی و پارامترهای مرتبط با آن با استفاده از پلت‌فرم emed، مدل emed at۲، در ۵ گام اندازه‌گیری شد. از گام‌های یادشده، برای هر پا میانگین‌سه گام گرفته شد. پس از تقسیم کف پا به ۱۱ ناحیه، حداکثر فشار، نیرو، سطح تماس، زمان تماس، انتگرال فشار ـ زمان و انتگرال نیرو ـ زمان در هر ناحیه محاسبه شد. از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) برای گزارش رکوردها، از آزمون تی وابسته برای مقایسهٔ پارامترهای پای کوتاه و بلند ($P\leq ۰/۰۵$) و از شاخص تقارن (SI%) برای بررسی وضعیت تقارن در پارامترهای منتخب فشار کف پایی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون تی وابسته، به‌جز سطح تماس در ناحیهٔ جلوی پا و انگشتان ۳ و ۴ و ۵ ($P<۰/۰۵$) هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین دو سمت کوتاه و بلند نشان نداد. شاخص تقارن (SI%) نیز نشان داد که در ناحیهٔ پاشنهٔ سمت کوتاه زمان تماس کمتر، در ناحیهٔ وسط پای سمت کوتاه، نیرو و فشار کمتر و در ناحیهٔ جلوی پای کوتاه، فشار بیشتر بوده است.

نتیجه‌گیری: براساس نتایج این تحقیق، زمان تماس اولیه و پذیرش وزن در پای کوتاه کاهش می‌یابد. این فرایند، موجب افزایش فشار ناحیهٔ جلوی پا در مرحلهٔ قبل از پوش‌آف شده و متاتارسال‌ها را در معرض خطر استرس فرکچر قرار می‌دهد. برای حل این مشکل و اصلاح الگوی گام‌برداری پای کوتاه، استفاده از کفی‌هایی پیشنهاد می‌شود که ارتفاع معقولانه‌ای به پاشنه داده، درنتیجه زمان تماس می‌دهند.

کلیدواژه‌ها: فشار کف پایی، شاخص تقارن، سالمندان، کوتاهی اندام تحتانی (LLD).

تاریخ دریافت: ۹۱/۳/۷ تاریخ پذیرش: ۹۱/۸/۳

۱- دکتری بیومکانیک ورزشی، استادیار دانشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران

۲- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران

۳- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران

۴- پزشک، MPH سالمندی، عضو مرکز تحقیقات مسائل اجتماعی و روانی سالمندان دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

*آدرس نویسندهٔ مسئول: کرج، خیابان شهید بهشتی، می‌دان دانشگاه، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی.

تلفن: ۰۹۱۲۲۷۸۰۹۱۰

رایانامه: M_raghad@yahoo.com

مقدمه

کوتاهی اندام یا آنیسوملیا[۱]، به وضعیتی گفته می‌شود که دو اندام متناظر هم‌اندازه نباشند. کوتاهی اندام تحتانی (LLD) نیز به وضعیتی گفته می‌شود که این عدم تساوی در اندام تحتانی به وجود آید. کوتاهی پا از لحاظ اتیولوژی به دو دسته تقسیم می‌شود: کوتاهی اسکلتی و ظاهری. در کوتاهی اسکلتی، علت اصلی کوتاهی، نامساوی‌بودن طول استخوان‌های ران و درشت‌نی است. در کوتاهی ظاهری، مکانیسم‌های جبرانی و ناتوانی‌های عضلانی این کوتاهی را ایجاد می‌کنند (گارنی، ۲۰۰۲). در تقسیم‌بندی دیگر، مبتلایان به LLD را به دو دسته تقسیم می‌کنند: افرادی که از کودکی به LLD مبتلا شده‌اند و کسانی که در مراحل بعدی زندگی (به علت حوادث) به LLD مبتلا شده‌اند (گارنی، ۲۰۰۲). LLD یکی از مشکلات نسبتاً شایع در جوامع گوناگون است؛ به‌نحوی‌که در برخی منابع ۴۰ درصد (سابوتنیک، ۱۹۸۲) و در سایر منابع ۷۰ درصد (وورمن و همکاران، ۱۹۸۴) کل مردم دنیا به آن مبتلا هستند. چنین عنوان شده که حداقل یک نفر از هر هزار نفر به LLD بزرگ‌تر از ۲۰

1- Aniasomelia

می‌لی‌متر مبتلاست (گوی چت و همکاران، ۱۹۹۱). مطالعات مختلفی درخصوص اثر LLD بر درد کمر (LBP) (گیلز و همکاران، ۱۹۸۱؛ بلوکو و دی آمیکو، ۲۰۰۹)، استئوآرتریت(OA) ران (گوفتن و ترومن، ۱۹۷۱؛ گولیگلی و همکاران، ۲۰۰۷)، استرس فرکچر (فری برگ، ۱۹۸۲؛ فرکو و همکارن، ۲۰۰۷)، تعادل (مورل و همکاران، ۱۹۹۱؛ بلوکو و دی آمیکو، ۲۰۰۹)، بهای انرژی (دلاکردا و همکاران، ۱۹۸۱؛ گارنی و همکاران، ۲۰۰۱)، و آسیب‌های مرتبط با دویدن (برونت و همکاران، ۱۹۹۰؛ پریرا و همکاران، ۲۰۰۷) انجام شده است. گارنی و همکاران (۲۰۰۱) در تحقیق خود نشان دادند که تفاوت ۲ سانتی‌متری در اندام تحتانی سالمندان ۶۰ تا ۸۰ ساله اثر درخور توجهی بر مشکلات تنفسی و احساس خستگی بیشتر و مشکلات عضلانی اسکلتی این افراد خواهد داشت.

بر اساس تحقیقات، علاوه‌بر موارد ذکر شده، LLD بر نحوهٔ راه‌رفتن افراد نیز تأثیر خواهد گذاشت. در همین راستا، چندین محقق به تأثیر قابل توجهی که کوتاهی اندام تحتانی بر نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (VGRF) می‌گذارد اشاره کرده‌اند (کافمن و همکاران، ۱۹۹۶؛ بی‌هو و همکاران، ۱۹۹۹؛ پریرا و همکاران، ۲۰۰۸). در این تحقیقات نشان داده شد که زمان اعمال بار و میزان بار در پای بلند بیشتر است. دلاکردا و ویکوف (۱۹۸۲) و همچنین گارنی و همکاران (۲۰۰۱) نیز به تغییراتی اشاره کرده‌اند که LLD بر انرژی مصرفی و انرژی جنبشی طی راه رفتن می‌گذارد. گارنی و همکاران (۲۰۰۱) در تحقیقی که نمونه‌اش ۴۴ سالمند ۶۰ تا ۸۰ ساله مبتلا به کوتاهی اندام بود، نشان داد که LLD می‌تواند از طریق افزایش فعالیت عضلهٔ ۴ سر در اندام بلند و خستگی زودرس این عضلات، موجب اختلالات راه‌رفتن (خصوصاً در ابتدای مرحلهٔ نوسان) در سالمندان مبتلا به LLD شود. همچنین، عنوان کرد که LLD می‌تواند ۴ الگوی استپیج گیت[1] (افزایش فعالیت فلکسورهای زانو به‌منظور جبران ضعف دورسی فلکسورهای مچ پا) را در راه‌رفتن سالمندان به وجود بیاورد. از نظر تقارن راه‌رفتن نیز کوتاهی اندام ممکن است موجب تغییر در الگوی گام‌برداری شود. چنین گزارش شده که در پای سمت کوتاه‌تر افراد LLD، زمان تماس با زمین در اندام کوتاه کاهش و در پای بلند افزایش چشمگیری پیدا خواهد کرد (دلاکردا و ویکوف، ۱۹۸۲؛ دی آمیکو و همکاران، ۱۹۸۵؛ شویت و همکاران، ۱۹۸۹؛ کافمن و همکاران ۱۹۹۶؛ بی‌هو و همکاران، ۱۹۹۹؛ پریرا و همکاران، ۲۰۰۷). در مقایسهٔ نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) دو جانبه، بی‌هو و همکاران (۱۹۹۹) به این نتیجه رسیدند که حداکثر نیروی عمودی (Fz) در پای کوتاه و در فاز پوش‌آف، به اندازهٔ ۱۰۴ درصد وزن بدن خواهد رسید که در مقایسه با سمت بلند کمتر است (۱۱۶ درصد). شویت و همکاران (۱۹۸۹) در الگوی داخل، خارج از نیروی عکس‌العمل زمین نیز تفاوت معناداری یافتند. پریرا و همکاران (۲۰۰۸) معتقدند LLD موجب عدم تقارن در مقادیر افت بعد از اوج اول نمودار VGRF خواهد شد.

از جمله پارامترهای مهم که اطلاعات زیادی را درخصوص عملکرد پا و مچ پا طی راه‌رفتن و سایر فعالیت‌ها به ما نشان می‌دهد، بررسی توزیع فشار کف پایی هنگام گام‌برداری است. علاوه بر اینکه فشار کف پایی عنصری مهم در ارزیابی بالینی بیماران دیابتی و نوروپاتی شناخته می‌شود، اطلاعات به‌دست آمده از اطلاعات فشار کف پایی در تعیین و هدایت ناهنجاری‌های ناشی از بیماری‌ها و آسیب‌های نورولوژیکی، عضلانی، اسکلتی و پوستی نیز کاربرد دارد. پرتونن و همکاران (۲۰۰۴) نیز برخی از پارامترهای توزیع فشار کف پایی را در کودکان دارای کوتاهی اندام (LLD) مقایسه کرده‌اند که نتایج تحقیق آن‌ها حاکی از این مطلب بود که پای کوتاه، بار بیشتر و زمان بیشتری را نسبت به پای بلند تحمل می‌کند. نتایج این تحقیق نشان داد که فشار، در شست پای کوتاه بیشتر است. اینکلار (۱۹۹۴) و مولر (۱۹۹۹) و الیز و همکاران (۲۰۰۴) معتقدند: «چنانچه مدام، فشار زیادی به ناحیهٔ پا (خصوصاً ناحیهٔ جلوی پا و متاتارسال‌ها) اعمال شود، خطر وقوع استرس فرکچر و آسیب‌های ناشی از بیش‌کاری ازجمله رشد اضافی استخوان در آن نواحی وجود خواهد داشت»؛ بنابراین، به نظر می‌رسد پای کوتاه بیماران LLD، در خطر وقوع آسیب‌های مختلف ناشی از بیش‌کاری و استرس فرکچرها قرار داشته باشد. نکته‌ای که در تحقیقات روی توزیع فشار در افراد LLD به چشم می‌خورد این است که برای اندازه‌گیری فشار کف پایی، از سیستم اندازه‌گیری فشار معتبری استفاده نشده و برای آنالیز نیز از پارامترهای محدودی استفاده شده بود. علاوه براین، تنها از جامعهٔ کودکان، ورزشکاران و بیماران دیابتی استفاده شده بود و گزارشی

1- Steppage gait

درخصوص بررسی راه‌رفتن افراد سالمند مبتلا به LLD نوع دوم (افرادی که در سنین بعد از کودکی به این عارضه دچار می‌شوند) به چشم نمی‌خورد. به‌همین منظور، هدف این تحقیق بررسی تقارن در پارامترهای منتخب توزیع فشار کف پایی سالمندان دارای کوتاهی پا (LLD) بوده است.

روش بررسی: جامعهٔ آماری این تحقیق سالمندان دارای کوتاهی اندام شهرستان اصفهان بوده‌اند که کوتاهی اندام آن‌ها ژنتیکی نبوده و در مراحل دیگری از زندگی به عارضهٔ LLD در دامنهٔ ۱٫۵تا۳ سانتی‌متر مبتلا شده بودند. حجم نمونه، براساس مهم‌ترین و نزدیک‌ترین تحقیقات به تحقیق کنونی انتخاب شد ؛ یعنی تحقیق (پرتونن و همکاران، ۲۰۰۴؛ پریرا و همکاران، ۲۰۰۶) که به‌ترتیب از ۲۵و۱۴ آزمودنی استفاده کرده بودند.

از جامعهٔ فوق، ۲۱ سالمند نمونهٔ در دسترس این تحقیق بوده‌اند. آزمودنی‌ها پس از امضای فرم رضایت‌نامه و اطلاع از همهٔ مراحل و بی‌خطربودن مراحل اندازه‌گیری، در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌های منتخب در اندام کوتاه خود دارای ۱٫۵ تا ۳ سانتی‌متر کوتاهی بودند و در ۶ ماه اخیر، سابقهٔ هیچ‌گونه ناهنجاری و دردی را در پایین تنهٔ خود نداشتند. اطلاعات مربوط به ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

پزشک متخصص، طول پای سالمندان شرکت کننده را با پروتکل استاندارد اندازه‌گیری کرد (جمال‌الدین و همکاران، ۲۰۱۱). برای این منظور، پزشک با استفاده از متر نواری فاصلهٔ بین تروکانتر بزرگ ران و غوزک داخلی مچ پا را (Seca با دقت ۱ می‌لی‌متر) اندازه گرفت. از سالمندانی که کوتاهی آن‌ها بین ۱٫۵ تا ۳ سانتی‌متر بود، برای مرحلهٔ بعدی استفاده شد.

اندازه‌گیری فشار کف پایی: برای اندازه‌گیری فشار کف پایی از پلت‌فرم emed۱، مدل emed at۲ استفاده شد. پلت‌فرم در مرکز راهرویی به طول ۱۰ متر قرار گرفت. مرکز قرار دادن پلت‌فرم در مرکز راهرو اجازه می‌دهد تا اندازه‌گیری به طبیعی‌ترین حالت ممکن انجام شود. بنابراین، اثر هرگونه شتاب‌گیری و کاهش شتاب در آغاز و پایان فعالیت به حداقل خواهد رسید (پوتی و همکاران، ۲۰۰۸). سپس، از آزمودنی خواسته شد تا با سرعت طبیعی در طول مسیر راهرو راه برود. چنانچه آزمودنی، بدون تغییر در الگوی طبیعی راه رفتن پای خود را در مرکز پلت‌فرم قرار می‌داد، این تکرار به‌عنوان تکراری موفق از او به ثبت می‌رسید. ۵ تکرار موفق برای هر دوپای کوتاه و بلند آزمودنی‌ها به ثبت رسید. از این ۵ گام، گام اول به دلیل اینکه ممکن است فرایند آشناسازی فرد با محیط بر الگوی گام‌برداری او تأثیر بگذارد و گام پنجم هم به دلیل اینکه ممکن است فرایند خستگی بر الگوی فشار آزمودنی‌های تحقیق اثر بگذارد، از مجموع اطلاعات حذف شدند و تنها سه گام میانی برای آنالیزهای بعدی به کار گرفته شد. سه گام برای هر پا با استفاده از نرم‌افزار Average میانگین‌گیری شد و سپس با استفاده از نرم‌افزار Automask، اطلاعات میانگین‌گیری شده برای هر پا به ۱۱ مَسک[۲] تقسیم‌بندی شدند. مسک‌های استفاده شده عبارت بودند از: M۰۱ و M۰۲ پاشنه داخلی و خارجی؛ M۰۳ وسط پا؛ M۰۸ M۰۷ , M۰۶ و M۰۵ و M۰۴ متاتارسال‌ها؛ M۰۹ انگشت شست؛ M۱۰ انگشت دوم و M۱۱ سه انگشت آخر.

۱- پاشنه ی داخلی
۲-پاشنه ی خارجی
۳- وسط پا
٤- اولین متاتارسال
٥- دومین متاتارسال
٦- سومین متاتارسال
۷- چهارمین متاتارسال
۸- پنجمین متاتارسال
۹- انگشت شست
۱۰- انگشت دوم
۱۱- انگشت سوم، چهارم و پنجم

تصویر ۱- موقعیت ۱۱ مسک در کف پا

پارامترهایی که در هر مسک با استفاده از نرم‌افزار Multimask evaluation محاسبه شدند، عبارت‌اند از: حداکثر نیرو (%BW)، حداکثر فشار (Kpa)، سطح تماس (cm۲)، زمان تماس (ms)، انتگرال[1] نیرو ـ زمان (Ns) و انتگرال فشار ـ زمان (Kpa.s).

برای تعیین تقارن در پارامترهای منتخب سمت کوتاه و بلند (فشار، نیرو، سطح تماس و زمان تماس) از شاخص تقارن (SI%) با معادلهٔ زیر استفاده شد (هیرزاگ و همکاران، ۱۹۸۹):

$$SI\% = \frac{X_۲ - X_۱}{۰/۵ \times (X_۱ + X_۲)} \times ۱۰۰$$

در اینجا $X_۲$ متغیر پای سالم و $X_۱$ متغیر پای کوتاه است. تقارن ایدئال بین دو پا با استفاده از شاخص تقارن مساوی صفر مشخص می‌شود و چنانچه شاخص تقارن بیشتر از ۱۰ درصد شود، بین آن متغیر در پای راست و چپ عدم تقارن برقرار خواهد بود. علامت + نشان دهندهٔ بزرگ‌تر بودن متغیر در پای بلند و علامت – نشان دهندهٔ بزرگ‌تر بودن متغیر در سمت کوتاه است.

تحلیل آماری: از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) برای نمایش میانگین و پراکندگی پارامترهای مختلف در ۱۱ مسک استفاده شد. از آمار استنباطی تی وابسته نیز در سطح معناداری ($P \leq ۰/۰۵$) برای مقایسهٔ پارامترهای استخراج شده از هر مسک در پای کوتاه و بلند استفاده شد.

یافته‌ها: اطلاعات مربوط به ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. میانگین سنی افراد شرکت کننده در مطالعه، ۶۱ سال، میانگین وزن، ۸۵ کیلوگرم، میانگین قد، ۱۷۱ و میانگین شاخص تودهٔ بدنی (BMI) ۲۹ بود.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، وزن و شاخص تودهٔ بدنی سالمندان

پارامتر	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
سن	۶۱/۰۴	۳/۸۴	۵۷	۶۳
وزن	۸۵/۱۶	۱۱/۲۵	۵۷	۱۰۲/۵
قد	۱۷۰/۸۵	۵/۳۷	۱۶۱	۱۸۰
شاخص تودهٔ بدنی (BMI)	۲۹/۲۴	۴/۲۸	۲۰/۱۹	۳۷/۸۰

نتایج حاصل از آزمون تی وابسته هم، به‌جز سطح تماس در مسک‌های ۵و۱۱، هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین سایر پارامترها نشان نداد.

اطلاعات به‌دست آمده از شاخص تقارن نشان می‌دهد که در مسک ۱و۲ (پاشنه)، زمان تماس سمت بلند بیشتر است. در ناحیهٔ وسط پا (مسک ۳) نیز نیرو و فشار در سمت سالم بیشتر بود. در مسک ۴ سطح تماس، در مسک ۵ حداکثر نیروی و در مسک ۶و۷و۸ نیز حداکثر فشار در سمت کوتاه به دست آمد. تمامی پارامترهای انگشت دوم (مسک ۱۰) به همراه نیرو و سطح تماس سه انگشت ۳و۴و۵ (مسک ۱۱) در پای سالم بیشتر از پای کوتاه بودند (جدول ۴).

اطلاعات مربوط به پارامترهای مختلف گام‌برداری سالمندان دارای کوتاهی اندام در هر دو پا در جدول ۲و۳ ارائه شده است.

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیرو (%BW)، حداکثر فشار (Kpa)، سطح تماس (cm۲)، زمان تماس (ms)، انتگرال فشار ـ زمان (Kpa.s) و انتگرال نیرو ـ زمان (F%BW.s) در ۱۱ مسک کف پای بلند

پارامتر	۱۱ مسک در پای بلند میانگین (انحراف استاندارد)										
	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰	۱۱
حداکثر نیرو (٪وزن بدن)	۳۲/۳۲ (۶/۱۲)	۲۸/۹۷ (۵/۲۷)	۳۰/۳۶ (۱۳/۰۲)	۱۹/۱۳ (۶/۷۵)	۲۱/۲۷ (۳/۶۱)	۲۳/۷۱ (۵/۰۶)	۱۵/۵۰ (۴/۴۴)	۵/۳۹ (۲)	۱۸/۶۶ (۷/۷۵)	۴/۶۱ (۲/۴۵)	۵۰/۹۰ (۲/۹۱)
حداکثر فشار (Kpa)	۲۴۸/۳۳ (۱۰۹/۸۳)	۲۲۵/۴۲ (۴۹/۰۲)	۱۵۲/۸۶ (۳۷/۴۰)	۲۱۸/۷۵ (۱۷۵/۷۵)	۲۶۴ (۹۳/۳۳)	۲۴۴/۲۹ (۶۵/۵۴)	۲۰۴/۲۹ (۶۷/۸۲)	۱۵۰/۷۱ (۶۵/۹۹)	۳۳۷/۶۲ (۱۷۲/۶۰)	۱۶۸/۸۱ (۸۲/۰۹)	۱۱۸/۱۲ (۶۰/۶۸)
سطح تماس (۲cm)	۱۹/۵۳ (۲/۴۱)	۱۹/۵۰ (۲/۲۹)	۳۹/۳۳ (۱۰/۹۶)	۱۶/۵۹ (۲/۳۰)	۱۳/۹۶ (۱/۵۷)	۱۳/۶۶ (۱/۲۸)	۱۰/۶۶ (۱/۱۹)	۶/۰۴ (۰/۸۸)	۱۳/۳۵ (۲/۴۳)	۵/۵۵ (۱/۴۸)	۱۰/۲۰ (۲/۹۱)
زمان تماس (ms)	۸۲۰/۴۳ (۲۶۱/۸۱)	۸۲۲/۲۴ (۲۵۰/۴۵)	۸۸۱/۲۹ (۲۲۷/۱۶)	۲۳۰/۱۶ (۹)	۲۲۷/۹۴ (۹/۳۹)	۹۶۸/۳۸ (۲۲۹/۸۳)	۹۸۳/۴۸ (۲۰۱/۶۹)	۹۱۸/۳۸ (۱۹۴/۵۶)	۸۱۶/۹۰ (۲۹۷/۵۳)	۷۹۲/۱۴ (۲۷۰/۱۳)	۸۲۴/۹۵ (۳۲۸/۷۸)
انتگرال فشار ـ زمان (Kpa.s)	۹/۹۳ (۴/۹۳)	۹ (۱/۹۶)	۶/۱۱ (۱/۴۹)	۸/۷۴ (۶/۳۱)	۱۰/۶۱ (۳/۷۱)	۹/۹۲ (۲/۶۶)	۸/۱۷ (۲/۷۱)	۶/۰۲ (۲/۶۳)	۱۳/۵۰ (۶/۹۰)	۶/۷۵ (۳/۲۸)	۴/۷۵ (۲/۴۲)
انتگرال نیرو ـ زمان (F%BW.s)	۱/۲۹ (۰/۲۴)	۱/۱۶ (۰/۲۰)	۱/۲۲ (۰/۵۳۳)	۰/۷۷ (۰/۲۶)	۰/۸۵ (۰/۱۴)	۰/۹۱ (۰/۲۸)	۰/۶۱ (۰/۱۶)	۰/۲ (۰/۰۸)	۰/۷۴ (۰/۳۰)	۰/۱۹ (۰/۱۰)	۰/۲۴ (۰/۱۲)

1- Integral 2- Symmetry Index (%)

جدول ۳- میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیرو (%BW)، حداکثر فشار (Kpa)، سطح تماس (cm2)، زمان تماس (ms)، انتگرال فشار ـ زمان (Kpa.s) و انتگرال نیرو ـ زمان (F%BW.s) در ۱۱ مسک کف پای کوتاه

پارامتر	۱۱ مسک در پای کوتاه میانگین (انحراف استاندارد) ۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰	۱۱
حداکثر نیرو (٪وزن بدن)	۲۸/۴۶ (۷/۰۱)	۲۷/۵۶ (۶/۹۶)	۲۴/۹۷ (۱۲/۴۱)	۱۷/۵۰ (۶/۴۲)	۲۱/۸۳ (۵/۶۱)	۲۴/۸۴ (۶/۴۶)	۱۶/۳۵ (۵/۹۸)	۵/۶۴ (۲/۵۱)	۱۶/۶۷ (۱۱/۲۶)	۳/۴۹ (۳/۰۵)	۴/۲۲ (۲/۷۱)
حداکثر فشار (Kpa)	۲۲۳/۱۰ (۱۰۰/۳۱)	۲۳۱/۴۳ (۱۳۵/۳۴)	۱۴۵/۷۱ (۴۲/۷۲)	۲۱۶/۹۰ (۱۳۷/۳۹)	۲۸۴/۵۲ (۱۱۶/۸۱)	۳۱۱/۴۳ (۱۶۷/۵۱)	۲۷۰/۷ (۱۹۸/۹۵)	۱۷۴/۲۹ (۸۳/۲۰)	۳۰۷/۳۸ (۲۶۰/۹۹)	۱۳۰ (۸۶/۲۹)	۱۰۸/۵۷ (۶۲/۳۱)
سطح تماس (۲cm)	۱۸/۵۱ (۲/۵۰)	۱۸/۳۸ (۲/۵۹)	۳۳/۸۴ (۱۰/۲۶)	۲۲/۵۲ (۳۳/۶۶)	۱۲/۷۳ (۱/۹۰)	۱۲/۹۳ (۱/۹۶)	۹/۹۶ (۱/۶۶)	۵/۶۷ (۱/۱۵)	۱۲/۸۶ (۳/۷۰)	۴/۸۵ (۲/۱۹)	۸/۲۹ (۳/۱۳)
زمان تماس (ms)	۲۸/۴۶ (۷/۰۱)	۲۷/۵۶ (۶/۹۶)	۲۴/۹۷ (۱۲/۴۱)	۱۷/۵۰ (۶/۴۲)	۲۱/۸۳ (۵/۶۱)	۲۴/۸۴ (۶/۴۶)	۱۶/۳۵ (۵/۹۸)	۵/۶۴ (۲/۵۱)	۱۶/۶۷ (۱۱/۲۶)	۳/۴۹ (۳/۰۵)	۴/۲۲ (۲/۷۱)
انتگرال فشار- زمان(Kpa.s)	۲۲۳/۱۰ (۱۰۰/۳۱)	۲۱۳/۴۳ (۱۳۵/۳۴)	۱۴۵/۷۱ (۴۲/۷۲)	۲۱۶/۹۰ (۱۳۷/۳۹)	۲۸۴/۵۲ (۱۱۶/۸۱)	۳۱۱/۴۳ (۱۶۷/۵۱)	۲۷۰/۷ (۱۹۸/۹۵)	۱۷۴/۲۹ (۸۳/۲۰)	۳۰۷/۳۸ (۲۶۰/۹۹)	۱۳۰ (۸۶/۲۹)	۱۰۸/۵۷ (۶۲/۳۱)
انتگرال نیرو- زمان (F%BW.s)	۱۸/۵۱ (۲/۵۰)	۱۸/۳۸ (۲/۵۹)	۳۳/۸۴ (۱۰/۲۶)	۲۲/۵۲ (۳۳/۶۶)	۱۲/۷۳ (۱/۹۰)	۱۲/۹۳ (۱/۹۶)	۹/۹۶ (۱/۶۶)	۵/۶۷ (۱/۱۵)	۱۲/۸۶ (۳/۷۰)	۴/۸۵ (۲/۱۹)	۸/۲۹ (۳/۱۳)

نتایج حاصل از آزمون تی وابسته (P≤۰/۰۵) برای پارامترهای منتخب هر دو پای کوتاه و بلند سالمندان و شاخص تقارن هر دو پا در پارامترهای منتخب در جدول ۴ ارائه شده است.

جدول ۴- شاخص تقارن (%) و سطح معناداری پارامترهای منتخب (حداکثر نیرو (%BW)، حداکثر فشار (Kpa)، سطح تماس (۲cm) و زمان تماس (ms)) در هر دو پای کوتاه و بلند سالمندان

	پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value
مسک ۱	حداکثر نیرو (%BW)	+۸	۰/۰۶	مسک ۲	حداکثر نیرو(%BW)	+۵	۰/۴۶	مسک ۳	حداکثر نیرو(%BW)	** +۱۹	۰/۱۷
	حداکثر فشار (Kpa)	+۷	۰/۴۴		حداکثر فشار (Kpa)	−۲	۰/۸۴		حداکثر فشار (Kpa)	** +۱۵	۰/۵۶
	سطح تماس (cm2)	+۳	۰/۱۸		سطح تماس (۲cm)	+۴	۰/۱۴		سطح تماس (۲cm)	+۷	۰/۰۹
	زمان تماس (ms)	** +۱۲	۰/۱۳		زمان تماس (ms)	** +۱۳	۰/۱۲		زمان تماس (ms)	+۸	۰/۳۵
	پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value
مسک ۴	حداکثر نیرو (%BW)	+۸	۰/۴۲	مسک ۵	حداکثر نیرو(%BW)	** −۲۰	۰/۷	مسک ۶	حداکثر نیرو(%BW)	−۴	۰/۵۲
	حداکثر فشار (Kpa)	+۸	۰/۹۷		حداکثر فشار (Kpa)	−۷	۰/۵۳		حداکثر فشار (Kpa)	** −۲۴	۰/۰۹
	سطح تماس (۲cm)	** −۳۰	۰/۴۲		سطح تماس (cm2)	+۹	*۰/۰۲		سطح تماس (cm2)	+۵	۰/۱۷
	زمان تماس (ms)	+۴	۰/۵۴		زمان تماس (ms)	+۴	۰/۵۵		زمان تماس (ms)	+۳	۰/۶۳
	پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value		پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value
مسک ۷	حداکثر نیرو (%BW)	−۵	۰/۶۰	مسک ۸	حداکثر نیرو(%BW)	−۴	۰/۷۱	مسک ۹	حداکثر نیرو(%BW)	+۵	۰/۵۰
	حداکثر فشار (Kpa)	** −۲۷	۰/۱۵		حداکثر فشار (Kpa)	** −۱۴	۰/۳۱		حداکثر فشار (Kpa)	+۹	۰/۶۶
	سطح تماس (۲cm)	+۳	۰/۱۲		سطح تماس (cm2)	+۶	۰/۲۴		سطح تماس (۲cm)	+۳	۰/۶۱
	زمان تماس (ms)	+۴	۰/۵۹		زمان تماس (ms)	+۵	۴۱		زمان تماس (ms)	−۳	۰/۸۷
	پارامتر	Symmetry Index (%)	p-value								
مسک ۱۰	حداکثر نیرو (%BW)	** +۲۷	۰/۱۹	مسک ۱۱	حداکثر نیرو(%BW)	** +۳۳	۰/۰۶				
	حداکثر فشار (Kpa)	** +۲۵	۰/۱۴		حداکثر فشار (Kpa)	+۹	۰/۵۹				
	سطح تماس (۲cm)	** +۱۳	۰/۲۳		سطح تماس (۲cm)	** +۲۰	*۰/۰۴				
	زمان تماس (ms)	** +۱۰	۰/۳۳		زمان تماس (ms)	+۵	۰/۶۲				

*= تفاوت معنادار در سطح ۰/۰۵
**= عدم تقارن بین پای کوتاه و بلند

نتیجه‌گیری

در بیماران دارای کوتاهی اندام LLD، عدم تقارن به‌کرّات و از دیدگاه‌های مختلف بررسی شده است (دلاکردا و ویکاف، ۱۹۸۲؛ دی آمیکو و همکاران، ۱۹۸۵؛ شویت و همکاران، ۱۹۸۹؛ کافمن و همکاران، ۱۹۹۶؛ بی‌هو و همکاران؛ ۱۹۹۹، پریرا و همکاران، ۲۰۰۷؛ پریرا و همکاران، ۲۰۰۸). نتایج این تحقیق، نتایج تحقیقات قبلی را مبنی‌بر اینکه زمان سپری شدن در فاز سکون روی پای بلند بیشتر از پای کوتاه است، تأیید کرد (دلاکردا و ویکوف، ۱۹۸۲؛ دی آمیکو و همکاران، ۱۹۸۵؛ شویت و همکاران، ۱۹۸۹؛ کافمن و همکاران، ۱۹۹۶؛ بی‌هو و همکاران، ۱۹۹۹؛ پرتونن و همکاران، ۲۰۰۴). با توجه به طولانی‌تر شدن

زمان سپری شدن در فاز سکون در پای بلند، بار اعمالی بر پای بلند هم بیشتر شد که یافتهٔ محققان دیگر را تأیید کرد (بی‌هو و همکاران، ۱۹۹۹؛ پرتونن و همکاران، ۲۰۰۴).

نتایج حاصل از فشار کف پایی در پای سالم و پارامترهای وابسته به آن در ۱۱ مسک مختلف در قیاس با داده‌های فشار کف پایی در افراد نرمال (پوتی و همکاران، ۲۰۰۸) نشان داد که در ناحیهٔ وسط پا همهٔ پارامترها شامل حداکثر فشار، سطح تماس، زمان تماس، انتگرال نیرو و فشار زمان از داده‌های طبیعی بیشترند. البته، حداکثر فشار در ناحیهٔ جلوی پا و تمامی متاتارسال‌ها در آزمودنی‌های این تحقیق، کمتر از داده‌های نرمال فشار کف پایی بود؛ هرچند به‌علت زمان تماس، بیشتر آزمودنی‌ها نسبت به داده‌های نرمال انتگرال‌های نیرو و فشار مشابه هم بودند. در ناحیهٔ انگشت شست هم فشار بیشتری اعمال می‌شد و زمان تماس هم بیشتر بود. به‌طورکلی، فشار در پای بلند افراد LLD نسبت به داده‌های نرمال در ناحیهٔ وسط پا و شست بیشتر و در ناحیهٔ جلوی پا و متاتارسال‌ها کمتر بود؛ هرچند زمان تماس نسبت به داده‌های نرمال بیشتر بود. این یافته‌ها با یافته‌های پرتونن و همکاران (۲۰۰۲)مطابقت داشت. آنان معتقد بودند حداکثر فشار در ناحیهٔ انگشت شست پای بلند افراد LLD بیشتر از افراد سالم است و در پای بلند افراد LLD، مکانیزمی جبرانی صورت می‌گیرد، به‌نحوی‌که بارهای اعمالی به‌سمت جلوی پا شیفت پیدا می‌کنند. با توجه به اینکه آزمودنی‌ها، برخلاف تحقیقات قبلی که از جامعهٔ نوجوانان و ورزشکاران استفاده کرده بودند، از سالمندان دارای کوتاهی نوع دوم بودند، واکنش‌های جبرانی ذکرشده در تحقیقات قبلی مشهودتر بود. به‌طوری‌که نتایج حاصل از شاخص تقارن (SI%) نشان داد هنگام تماس اولیه، سالمندان زمان بیشتری را در ناحیهٔ پاشنهٔ خود سپری می‌کنند؛ درنتیجه جذب انرژی در ناحیهٔ پاشنه در مرحلهٔ تماس اولیهٔ پای کوتاه به‌خوبی انجام نخواهد شد. نتایج حاصل از شاخص تقارن نیز حاکی از کمتربودن فشار در ناحیهٔ وسط پای کوتاه و بیشتر بودن فشار در نواحی جلوی پا و انگشت شست پای کوتاه بود که درنتیجهٔ واکنش جبرانی به تماس اولیه و جذب نامناسب نیرو رخ داده است. درواقع، با توجه به ضعف عضلات اکستنسور پایین‌تنهٔ سالمندان، به‌خصوص همسترینگ، انتقال وزنی غیرطبیعی و کنترل نشده در مرحلهٔ قبل از پوش‌آف به پای کوتاه اعمال می‌شود. در این هنگام، عضلات پلانتار فلکسور به‌منظور غلبه بر وزن و پیشروی، مجبور به تولید نیروی زیادی می‌شوند و با توجه به قانون سوم نیوتن، زمین نیرویی مساوی و در خلاف جهت به ناحیهٔ جلوی پا و اولین متاتارسال و همچنین انگشت شست اعمال می‌کند. با توجه به اظهارات اینکلار (۱۹۹۴) و مولر (۱۹۹۹) و الیز و همکاران (۲۰۰۴) مبنی‌بر اینکه چنانچه مدام، فشار زیادی به ناحیهٔ پا (خصوصاً ناحیهٔ جلوی پا و متاتارسال‌ها) اعمال شود، خطر وقوع استرس فرکچر و آسیب‌های ناشی از بیش‌کاری، ازجمله رشد اضافی استخوان در آن نواحی وجود خواهد داشت. نتایج این تحقیق نشان داد که ناحیهٔ انگشت شست و اولین متاتارسال سالمندان LLD، به‌شدت در معرض آسیب‌های ناشی از بیش‌کاری و استرس فرکچرها قرار دارند.

بنابراین پیشنهاد می‌شود که برای اصلاح الگوی راه‌رفتن و نزدیک کردن آن به افراد سالم، چنانچه کوتاهی پا کم بود (تا اندازهٔ ۱/۵ سانتی‌متر) کفی و چنانچه کوتاهی زیاد بود (تا اندازهٔ ۲ تا ۳ سانتی‌متر) کفش‌هایی طراحی شود که عکس حالت راکرباتوم عمل کند. به‌گونه‌ای‌که ازطریق برجسته کردن ناحیهٔ پاشنهٔ اورتز یا کفی، ارتفاع پاشنه تنظیم شده تا موجب تماسِ زودتر پای کوتاه با زمین شود. درنتیجه، زمان صرف شده در مرحلهٔ تماس اولیه در اندام کوتاه افزایش می‌یابد. بنابراین، درأثر تماس زودتر پای کوتاه با زمین، زمان صرف شده در مرحلهٔ استنس دو اندام متقارن شده، مکانیسم‌های جبرانی ازقبیل تمرکز فشار در ناحیهٔ فورفوت پای کوتاه و افزایش بار اعمالی بر اندام بلند به حالت طبیعی خود برگردانده می‌شود.

REFERENCES منابع

1. Bellemo R, Damico M. LBP and lower limb discrepancy: 3D evaluation of postural rebalancing via underfoot wedge correction. Gait & Posture 2009; 29(1): 6-11.
2. Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. J Bone Joint Surg Am. 1999;81(4): 529-34.
3. Brunet ME, Cook SD, Brinker MR, Dickinson JA. A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. J Sports Med Phys Fitness. 1990;30(3): 307-15.
4. Delacerda FG, McCrory ML. A case report: Effect of a leg length differential on oxygen consumption. J Orthop Sports Phys Ther. 1981;3(1): 17-20.
5. Delacerda FG, Wikoff OD. Effect of lower extremity asymmetry on the kinematics of gait. J Orthop Sports Phys Ther. 1982;3(3): 105-7.
6. D'Amico JC, Dinowitz HD, Polchaninoff M. Limb length discerancy-an electodynographic analysis. J Am Pediat Assoc. 1985,75: 639-43.
7. Elis E, Streyl M, Linnenbecker S, Thorwesten L, Volker K, Rosenbaum D. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. Am J Sports Med. 2004;32(1): 140-51.
8. Friberg O. Leg length asymmetry in stress fractures, a clinical and radiological study. J Sports Med. 1982;22(4): 485-8.
9. Giles LGF, Taylor JR. Low-back pain associated with leg length inequality. Spine 1981 Sep-Oct;6(5): 510-21.
10. Gofton JP, Trueman GE. Studies in osteoarthritis of the hip: Part II. Osteoarthritis of the hip and leg-length disparity. Can Med Assoc J. 1971;10(4): 791-9.
11. Guichet JM, Spivak JM, Trouilloud P, Grammont PM. Lowerlimb-length discrepancy: An epidemiologic study. Clin Orthop. 1991 Nov;272: 235-41.
12. Gurney BK. Leg length discrepancy. Gait & Posture 2002;15(2): 195-206.
13. 13-Gurney AB, Mermier CM, Robergs RA, Gibson AL, Riveron DP. Effects of leg length discrepancy on gait economy and lower extremity muscle activity in older adults. J Bone Joint Surg Am. 2001 Jun;83-A(6): 907-15.
14. Herzog W, Nigg BM, Read LJO, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med Sci Sports Exerc. 1989 Aug;21(1): 110-14.
15. Inklaar H. Soccer injuries. II: Aetiology and prevention. Sports Med. 1994;18(2): 81-93.
16. Jamaluddin S, Sulaiman A R, Kamarul Imran M, Juhara H, Ezane M A, Nordin S. Reliability and accuracy of the tape measurement method with a nearest reading of 5 mm in the assessment of leg length discrepancy. Sing Med J. 2011;52(9): 681-8.
17. Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limblength inequality. J Pediat Orthop. 1996 Mar-Apr;16(2): 144-50.
18. Mueller MJ. Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design. J Orthop Sports Phys Ther. 1999 Dec;29(12): 747-55.
19. Murrel P, Cornwall MW, Doucet SK. Leg-length discrepancy: Effect on the amplitude of postural sway. Arch Phys Med Rehabil. 1991;72(9): 646-8.
20. Pereira CS, Sacco ICN. Is structural and mild leg length discrepancy enough to cause a kinetic change in runners gait? Acta Ortop Bras. 2008;16(1): 29-31.
21. Pereira CS, Silva JG, Sacco IC. Effects of mild leg length discrepancy on vertical ground reaction forces in running. J Biomech. 2006;39(1): 544.
22. Perttunen JR, Anttila E, Södergård J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. Scand J Med Sci Sports. 2004;14(1): 49-56.
23. Phelps JA, Novacheck TA, Dahl MT. Consequences of leg length inequality in young adults. Annual East coast clinical gait laboratory conference; 1993 May; Minesota, USA.
24. Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the Emed ST4 system. Gait & Posture 2008;27(3): 501-5.
25. Richter J. Beinla¨ngendifferenzen und Gehleistung (ein beitragzurergometric in der orthopadie) [Differences in the length of legs and walking capacity]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1968;104(4): 538-54.
26. Subotnick SI. Limb length discrepancies of the lower extremity (the short leg syndrome). J Orthop Sports Phys Ther. 1981;3(1): 11-5.
27. Schuit D, Adrian M, Pidcoe P. Effects of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leglength discrepancies. Phys Ther. 1989;69(8): 663-70.
28. Woerman AL, Binder-MacLeod SA. Leg length discrepancy assessment: Accuracy and precision in five clinical methods of evaluation. J Orthop Sports Phys Ther 1984;5(5): 230-8.