

قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی

زمین و تردمیل

محمد فرهادی^۱، علیرضا هاشمی اسکویی^۲، سید امیرحسین امامیان شیرازی^۳،

محمدتقی کریمی^۴

۱. کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند

۲. استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند (نویسنده مسئول)

۳. دانشجو دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند

۴. دانشیار، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی

اصفهان

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۱/۰۴

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۸/۰۱۰

چکیده

به منظور بهبود عملکرد حرکتی، الگوی حرکت و تغییرات پارامترهای کینماتیکی مفاصل در وضعیت‌های مختلف بررسی می‌شود. استفاده از تردمیل در تحلیل الگوی راه رفتن انسان، امکان ثبت چندین گام از راه رفتن را در فضای محدود و با شرایط کنترل شده فراهم می‌کند. هدف این پژوهش، بررسی همسانی پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین بود. ضرایب همبستگی درون‌طبقاتی پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در ۱۵ مرد جوان سالم هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل محاسبه شد. ضرایب همبستگی زوایای لگن، ران و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده قابلیت اطمینان عالی (بیشتر از ۰/۹) قرار داشتند، در حالی که هنگام راه رفتن روی تردمیل نتایج در محدوده قابلیت اطمینان متوسط (کمتر از ۰/۷) بودند؛ بنابراین، در اقدامات درمانی یا مطالعات تحقیقاتی توجه به کاهش همسانی تکرارهای راه رفتن هنگام استفاده از تردمیل مهم است.

واژگان کلیدی: قابلیت اطمینان، کینماتیک، اندام تحتانی، راه رفتن، تردمیل.

1. Email: mo_farhadi@sut.ac.ir

2. Email: ali.hashemi@sut.ac.ir

3. Email: am_emamian@sut.ac.ir

4. Email: mt_karimi@sums.ac.ir

مقدمه

برای پی بردن به الگوی تغییرات پارامترهای بیومکانیکی بدن در حرکت به‌طور گسترده از تحلیل حرکت انسان استفاده می‌شود. شناسایی الگوی حرکت در بیومکانیک اسکلتی-عضلانی برای بررسی تغییرات پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی مفصل (۱) و در بیومکانیک ورزشی برای بهبود انجام حرکات ورزشی و جلوگیری از آسیب به سیستم اسکلتی-عضلانی به کار می‌رود (۲). در مطالعه‌ی راه رفتن انسان، لازم است تغییرات پارامترهای بیومکانیکی در چندین گام ثبت و تحلیل شود. با توجه به اینکه جمع‌آوری داده از چندین گام کامل در محیط آزمایشگاهی مستلزم فضایی بزرگ است؛ در فضای محدود آزمایشگاه از تردمیل برای تحلیل راه رفتن استفاده می‌شود. در حقیقت، تردمیل امکان ثبت چندین گام از راه رفتن را در فضای محدود و با سرعت کنترل‌شده فراهم می‌کند (۳). همچنین با استفاده از تردمیل می‌توان در کلینیک‌های توان‌بخشی به بیمارانی که دچار آسیب‌دیدگی سیستم عصبی-عضلانی شده‌اند، راه رفتن را آموزش داد.

از آنجا که در فرآیند یادگیری طبیعی راه رفتن، افراد روی زمین گام برمی‌دارند؛ هنگام راه رفتن روی تردمیل نیز الگوی حرکتی باید مشابه راه رفتن روی زمین باشد. همچنین، الگوی حرکت طبیعی باید در گام‌های مختلف قابل تکرار باشد؛ به این معنا که تغییرات پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن مشابه هم باشند. بنابراین، استفاده از تردمیل برای کاربردهای اشاره‌شده هنگامی قابل‌قبول است که از هم‌سان بودن پارامترهای بیومکانیکی حرکت روی تردمیل و زمین اطمینان حاصل شود؛ به‌عبارت‌دیگر، پارامترهای بیومکانیکی حرکت روی تردمیل و زمین باید قابلیت اطمینان مشابه داشته باشند (۴-۶).

مطالعات قبلی، تغییرات پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی را بین حرکت روی زمین و تردمیل با یکدیگر مقایسه کرده‌اند (۸-۴). با این حال، نتایج این مطالعات در برخی موارد با هم اختلاف دارند. رایلی^۱ و همکارانش (۲۰۰۷) مقدار حداکثر و حداقل فلکشن، آدداکشن و چرخش محوری ران و همچنین حداقل و حداکثر فلکشن مفاصل زانو و مچ پا و حداقل و حداکثر چرخش‌های قدامی، جانبی و محوری لگن (۲۲ پارامتر کینماتیکی) را در راه رفتن عادی روی زمین و راه رفتن با همان سرعت روی تردمیل مقایسه نمودند. حداقل و حداکثر فلکشن ران، حداقل آدداکشن ران، حداقل چرخش محوری ران، حداقل فلکشن زانو، حداقل و حداکثر چرخش محوری و جانبی لگن پارامترهایی بودند که بین راه رفتن روی زمین و تردمیل تفاوتی قابل‌توجه با یکدیگر

-
1. Consistent
 2. Riley

داشتند (۴). آلتون^۱ و همکارانش (۱۹۹۸) پس از مقایسه پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل به این نتیجه رسیدند که در زنان، تنها در حداکثر زاویه فلکشن ران بین دو حالت مذکور تفاوت قابل توجه وجود داشت و در مردان، حداکثر زاویه فلکشن زانو در دو حالت راه رفتن روی زمین و تردمیل تفاوت قابل توجه داشت (۷). نایمارک^۲ و همکارانش (۲۰۰۵) علاوه بر مقایسه دامنه حرکت مفاصل مچ پا، زانو، ران و تنه به عنوان پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل، این پارامترها را بین راه رفتن با سرعت عادی و راه رفتن با سرعت کم (0.2 m/s و 0.3 m/s) نیز مقایسه کرده‌اند (۸). در پژوهش نایمارک پارامترهای مذکور هنگام راه رفتن با سرعت عادی و سرعت کم، روی زمین و تردمیل تفاوتی معنادار با یکدیگر نداشتند، درحالی که دامنه حرکت فلکشن مفاصل زانو، ران و تنه هنگام راه رفتن با سرعت کم در مقایسه با راه رفتن با سرعت عادی، هم روی زمین و هم روی تردمیل تفاوتی معنادار با یکدیگر داشتند (۸).

از طرفی، در مطالعات پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل، همسانی این پارامترها در گام‌های مختلف بین راه رفتن روی زمین و تردمیل مقایسه نشده است (۴-۶). برای شناخت همسانی پارامترها در تکرارهای مختلف حرکت از قابلیت اطمینان استفاده می‌شود (۹) و به این منظور ضریب همبستگی درون‌گروهی^۳ محاسبه می‌شود. هدف این پژوهش، بررسی قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی (حداقل و حداکثر زاویه و دامنه حرکت) مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا در مردان جوان و سالم هنگام راه رفتن روی زمین و روی تردمیل است.

روش پژوهش

در این مطالعه افراد موردنظر، با استفاده از اطلاعات عمومی، به صورت تصادفی از میان افراد مذکر جوان داوطلب انتخاب شدند. شرایط ورود افراد به مطالعه عبارت بودند از: نداشتن سابقه آسیب یا جراحی در سیستم اسکلتی-عضلانی، توانایی راه رفتن روی زمین و تردمیل بدون استفاده از لوازم جانبی کمکی و داشتن سلامت کامل قلبی-عروقی. مطابق با این معیارها، در نهایت ۱۵ مرد در محدوده‌ی سنی ۱۸-۳۰ سال، قد ۱۶۵-۱۹۰ سانتی‌متر، وزن ۵۵-۹۰ کیلوگرم برای انجام آزمون‌های تحلیل حرکت انتخاب شدند. پس از ورود هر شرکت‌کننده به آزمایشگاه، اهداف پژوهش و مراحل انجام آزمون توضیح داده شد و رضایت شرکت‌کننده برای حضور در آزمایش به صورت

-
1. Alton
 2. Nymark
 3. Reliability
 4. Intraclass Correlation Coefficient

کتبی دریافت شد. پروپوزال این پژوهش با کد اخلاق IR.MUI.REC.1394.2.264 به تأیید کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان رسید.

در جلسه ثبت داده، مختصات سه‌بعدی نشانگرهای قرار گرفته روی اندام تحتانی و تنه ثبت شد. در این راستا، نشانگرهای منعکس‌کننده نور با قطر هفت میلی‌متر طبق روش نشانگرگذاری هلن-هایز، به‌صورت متقارن روی موقعیت‌های آناتومیکی اندام تحتانی قرار داده شد (۱۰). داده‌های مختصات سه‌بعدی نشانگرها با استفاده از سیستم تحلیل حرکت کوالیسیس^۱ با هفت دوربین و با فرکانس تصویربرداری ۱۰۰ هرتز ضبط شدند. شرکت‌کنندگان پنج بار با سرعت معمولی روی زمین راه رفتند. مدت‌زمان راه رفتن روی زمین با استفاده از کروномتر اندازه‌گیری شد. سرعت راه رفتن روی زمین با تقسیم مسافت پیموده‌شده به زمان راه رفتن به‌دست آمد. همین سرعت در تردمیل برای هر شرکت‌کننده تنظیم شد و افراد پنج مرتبه و هر بار به مدت ۲۰ ثانیه روی تردمیل راه رفتند.

پارامترهای کینماتیک مفاصل اندام تحتانی با استفاده از نرم‌افزار اپن سیم^۲ محاسبه شد. ابتدا، مختصات سه‌بعدی نشانگرها در حالت ایستادن در نرم‌افزار وارد و به مدل پیش‌فرض اعمال شد. در نهایت، فایل داده‌های نشانگرها در طول حرکت وارد مائول کینماتیک معکوس نرم‌افزار اپن سیم شد تا زوایای مفاصل اندام تحتانی در طول حرکت محاسبه شود. زاویه‌ی مفاصل زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال و زاویه‌ی مفاصل ران و لگن در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و افقی، در هر سیکل حرکتی، استخراج شد. حالت ایستادن آناتومیک معادل زاویه صفر هر مفصل در نظر گرفته شد؛ به‌عبارت دیگر، زاویه زانو در حالت کاملاً اکستنت معادل صفر درجه در نظر گرفته شد و در پارامتر فلکشن زانو مقادیر مثبت به معنای فلکشن بود. ضمناً مقادیر منفی بیانگر حرکت خلاف جهت پارامتر بود؛ برای مثال در پارامتر فلکشن ران، مقدار منفی به معنای اکستشن نسبت به حالت ایستادن آناتومیک بود. در چرخش محوری، چرخش به خارج، مثبت و چرخش به داخل نیز منفی در نظر گرفته شد. حداقل، حداکثر و دامنه حرکت هرکدام از زوایای مفاصل در صفحات موردنظر در هر بار تکرار راه رفتن روی تردمیل و زمین محاسبه شد.

در خصوص تغییرات زاویه مفاصل هنگام هر تکرار راه رفتن، کم‌ترین عدد ثبت‌شده معادل حداقل و بیشترین عدد نیز معادل حداکثر مقدار آن پارامتر در نظر گرفته شد. میانگین و انحراف استاندارد هر پارامتر بین تکرارهای همه شرکت‌کنندگان هنگام راه رفتن روی زمین یا روی تردمیل محاسبه شد. ضرایب همبستگی درون‌طبقاتی (آی.سی.سی) هر پارامتر برای اندازه‌گیری‌های مجرد و برای

1. Qualysis Motion Analysis System
2. OpenSim
3. Range of Motion (ROM)
4. ICC

متوسط اندازه‌گیری‌ها با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۱ محاسبه شد. در این مطالعه ضرایب کمتر از ۰/۵ قابلیت اطمینان ضعیف، ۰/۵ تا ۰/۶۹ قابلیت اطمینان متوسط، ۰/۷ تا ۰/۹ قابلیت اطمینان زیاد و بیشتر از ۰/۹ به‌عنوان بسیار عالی توصیف می‌شوند (۱۱).

نتایج

نتایج میانگین و انحراف استاندارد حداقل و حداکثر زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- میانگین (انحراف استاندارد) حداقل و حداکثر زاویه (درجه) مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی تردمیل و زمین

	زمین			
	حداکثر	حداقل	حداکثر	حداقل
چرخش قدامی لگن	۹/۴ (۴/۷)	۵/۲ (۲/۶)	۱۹/۸ (۱۱/۳)	۱۲/۱ (۷/۴)
چرخش جانبی لگن	۶/۱ (۳/۲)	-۶/۷ (۳/۴)	۲/۶ (۱/۵)	-۳/۲ (۱/۷)
چرخش محوری لگن	۷/۴ (۴/۳)	-۶/۸ (۴/۱)	۵/۸ (۳/۷)	-۶/۳ (۳/۹)
فلکشن ران	۲۶/۸ (۷/۹)	-۱۹/۳ (۱۱/۸)	۲۵/۳ (۹/۹)	-۱۴/۶ (۱۲/۹)
ابداکشن ران	۸/۶ (۳/۷)	-۵/۳ (۲/۶)	۶/۴ (۲/۸)	-۲/۱ (۱/۴)
چرخش محوری ران	۱۶/۴ (۱۰/۶)	۶/۷ (۴/۳)	۱۵/۷ (۱۱/۴)	۶/۹ (۵/۱)
فلکشن زانو	۶۲/۵ (۸/۱)	۴/۱ (۲/۴)	۶۲/۴ (۵/۹)	۶/۷ (۴/۳)
دورسی فلکشن مچ پا	۸/۹ (۷/۴)	-۷/۲ (۶/۶)	۳/۶ (۳/۱)	-۵/۷ (۴/۰)

نتایج مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای مجرد و ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای متوسط برای حداقل و حداکثر زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۲ ارائه شده است. در نگاه کلی به این جدول ملاحظه می‌شود که در تمامی مفاصل به‌غیر از مفصل زانو قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن روی تردمیل است.

جدول ۲- ضریب همبستگی درون طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی

تردمیل و زمین

زمین		تردمیل		
ICC (3,1)	ICC (3,5)	ICC (3,1)	ICC (3,5)	
۰/۹۳	۰/۹۸	۰/۵۸	۰/۸۷	حداقل زاویه چرخش قدامی لگن
۰/۸۹	۰/۹۸	۰/۱۴	۰/۴۴	حداکثر زاویه چرخش قدامی لگن
۰/۸۳	۰/۹۶	۰/۵۴	۰/۸۵	حداقل زاویه چرخش جانبی لگن
۰/۱۶	۰/۴۹	۰/۶۱	۰/۸۹	حداکثر زاویه چرخش جانبی لگن
۰/۸۷	۰/۹۷	۰/۱۰	۰/۳۵	حداقل زاویه چرخش محوری لگن
۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۰۷	۰/۴۷	حداکثر زاویه چرخش محوری لگن
۰/۶۴	۰/۹۰	۰/۳۴	۰/۷۲	حداقل زاویه فلکشن ران
۰/۸۲	۰/۹۳	۰/۳۰	۰/۶۸	حداکثر زاویه فلکشن ران
۰/۶۳	۰/۸۹	۰/۳۶	۰/۷۳	حداقل زاویه ابداکشن ران از بدن
۰/۶۹	۰/۹۲	۰/۱۸	۰/۵۳	حداکثر زاویه ابداکشن ران از بدن
۰/۹۷	۰/۹۸	۰/۷۵	۰/۹۴	حداقل زاویه چرخش محوری ران
۰/۲۲	۰/۵۸	۰/۴۱	۰/۷۸	حداکثر زاویه چرخش محوری ران
۰/۳۶	۰/۷۴	۰/۴۴	۰/۷۹	حداقل زاویه فلکشن زانو
۰/۲۶	۰/۶۴	۰/۳۸	۰/۷۶	حداکثر زاویه فلکشن زانو
۰/۵۸	۰/۸۸	۰/۳۴	۰/۷۲	حداقل زاویه دورسی فلکشن مچ پا
۰/۸۳	۰/۹۶	۰/۵۱	۰/۸۴	حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ پا
۰/۶۷	۰/۸۶	۰/۳۸	۰/۷۱	میانگین

عبارت ICC(3,1) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و عبارت ICC(3,5) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط است.

مقادیر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط دامنه حرکت در مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۳ ارائه شده است. دامنه حرکت همه مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین قابلیت اطمینان بیشتری در مقایسه با راه رفتن روی تردمیل دارد. درعین حال، ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط دامنه چرخش قدامی لگن و دامنه دورشدن ران از بدن اختلاف زیادی بین راه رفتن روی زمین و تردمیل ندارد، درحالی که دامنه فلکشن ران و دامنه چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل اختلاف زیادی با یکدیگر دارند.

جدول ۳- ضریب همبستگی درون طبقاتی دامنه حرکت مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی تردمیل و

زمین

زمین		تردمیل		
ICC (3,1)	ICC (3,5)	ICC (3,1)	ICC (3,5)	
۰/۸۸	۰/۹۷	۰/۳۹	۰/۷۵	دامنه چرخش قدامی لگن
۰/۷۹	۰/۹۵	۰/۲۷	۰/۶۵	دامنه چرخش جانبی لگن
۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۱۶	۰/۴۹	دامنه چرخش محوری لگن
۰/۵۲	۰/۸۵	۰/۰۳	۰/۱۲	دامنه فلکشن ران
۰/۸۱	۰/۹۶	۰/۳۷	۰/۷۶	دامنه فلکشن از بدن
۰/۶۶	۰/۹۱	۰/۲۵	۰/۶۶	دامنه چرخش محوری ران
۰/۰۷	۰/۲۶	۰/۰۴	۰/۱۹	دامنه فلکشن زانو
۰/۷۷	۰/۹۴	۰/۲۵	۰/۶۲	دامنه فلکشن مچ پا
۰/۶۸	۰/۸۵	۰/۲۲	۰/۵۳	میانگین

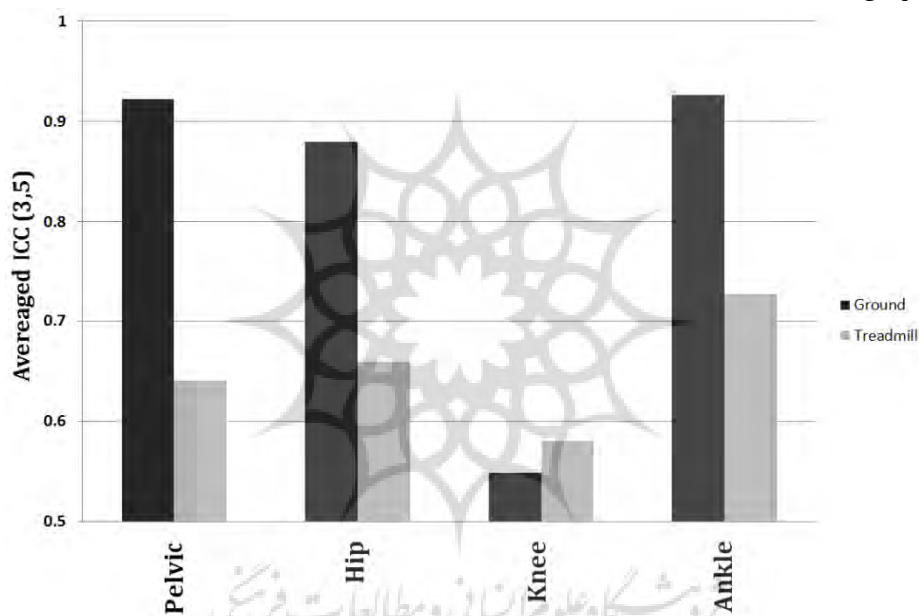
عبارت ICC(3,1) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و عبارت ICC(3,5) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط است.

بیشترین تفاوت قابلیت اطمینان بین حرکت روی زمین و حرکت روی تردمیل مربوط به حداکثر زاویه چرخش قدامی لگن بود. در ضرایب همبستگی چرخش جانبی لگن هیچ روند مشخصی دیده نشد؛ ضریب همبستگی حداقل زاویه نزدیک شدن لگن به محور اصلی بدن در حالت راه رفتن روی زمین بیشتر از تردمیل بود، اما ضریب همبستگی حداکثر مقدار این پارامتر هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین بود. ضرایب همبستگی چرخش لگن هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده عالی بود، اما در وضعیت راه رفتن روی تردمیل مقادیر خیلی کم بود. ضریب همبستگی متوسط برای پارامترهای چرخش لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل نشان دهنده قابلیت اطمینان ضعیف این پارامتر است.

ضرایب همبستگی درون طبقاتی مجرد برای حداقل، حداکثر و دامنه حرکت فلکشن ران هنگام راه رفتن روی تردمیل نشان دهنده کم بودن قابلیت اطمینان این پارامتر است. مقادیر ضریب همبستگی حداقل، حداکثر و دامنه حرکت دور شدن مفصل ران از صفحه ساجیتال در حالت راه رفتن روی زمین بهتر از راه رفتن روی تردمیل به دست آمده اند. مقادیر ضرایب همبستگی برای حداقل و دامنه چرخش مفصل ران هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن روی تردمیل بود، اما ضرایب همبستگی حداکثر چرخش مفصل ران در راه رفتن روی تردمیل بیشتر به دست آمد. قابلیت اطمینان فلکشن مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود. کمترین ضریب همبستگی مجرد در مفصل مچ پا به دامنه حرکت مربوط بود، در حالی که قابلیت اطمینان دامنه فلکشن مفصل مچ پا

هنگام راه رفتن روی زمین زیاد بود. محاسبه ضریب همبستگی متوسط برای مچ پا نشان داد، همبستگی بین طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن مفصل مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل زیاد است.

میانگین ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا در تصویر ۱ نشان داده شده است. قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفصل زانو ضعیف است، درعین حال، قابلیت اطمینان کینماتیک زانو هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین است.



تصویر ۱- میانگین ضریب همبستگی درون طبقاتی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل

به طور کلی ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط در بیشتر پارامترها بیشتر از ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد بود. ضریب همبستگی مجرد بیشتر پارامترهای راه رفتن روی زمین زیاد بود و تنها حداکثر زاویه دور شدن ران، حداکثر چرخش ران و پارامترهای فلکشن زانو ضعیف بود. از طرف دیگر، ضریب همبستگی مجرد بیشتر پارامترهای راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود و فقط حداقل چرخش ران زیاد بود.

بحث

نتایج این پژوهش نشان داد قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن با همان سرعت روی تردمیل است. به‌طورکلی، ضرایب همبستگی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده قابلیت اطمینان عالی (بیش از ۰/۹) قرار داشتند، درحالی‌که ضرایب همبستگی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران و زانو هنگام راه رفتن روی تردمیل در محدوده قابلیت اطمینان متوسط (کمتر از ۰/۷) بود.

مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط دامنه چرخش قدامی لگن و دامنه دورشدن ران از بدن حین راه رفتن روی زمین و تردمیل به هم نزدیک‌اند. از طرف دیگر، ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط دامنه فلکشن ران و دامنه چرخش محوری لگن حین راه رفتن روی زمین و تردمیل اختلاف بسیار زیادی با یکدیگر دارند؛ بنابراین، از نزدیک بودن مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط برخی پارامترهای راه رفتن روی زمین و تردمیل نمی‌توان نتیجه گرفت الگوی حرکت در این دو وضعیت محیطی هم‌سان است. ممکن است محدود بودن تغییرات زاویه مفصلی خاص حین راه رفتن طبیعی سبب شود اختلاف ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط آن پارامتر بین راه رفتن روی زمین و تردمیل کم باشد؛ برای مثال در راه رفتن طبیعی، چرخش قدامی لگن در مقایسه با چرخش محوری لگن بسیار محدود است. همچنین، مقدار دورشدن ران از بدن در راه رفتن طبیعی نزدیک به صفر است، درحالی‌که تغییر زاویه فلکشن ران بین جدا شدن پنجه از زمین تا برخورد پاشنه با زمین بسیار زیاد است. تفاوت قابل توجه الگوی حرکت فلکشن ران در مقایسه با دورشدن ران از بدن و در نتیجه، رفتار ناهم‌سان این مفصل در گام‌های مختلف راه رفتن به همین علت است.

در مفصل لگن ضریب همبستگی درون‌طبقاتی مجرد دامنه حرکت چرخش قدامی، چرخش جانبی و چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل به ترتیب ۰/۳۹، ۰/۲۷ و ۰/۱۶ به دست آمد. تیلور^۱ و همکارانش ضریب همبستگی درون‌طبقاتی مجرد پارامترهای مذکور را به ترتیب ۰/۹۱، ۰/۷۶ و ۰/۷۳ به دست آورده‌اند (۱۲). نتایج به دست آمده در این پژوهش فقط در مورد راه رفتن روی زمین با یافته‌های تیلور و همکارانش در مورد راه رفتن روی تردمیل مطابقت دارد. تیلور و همکارانش معتقدند تأثیر نیروی جاذبه بر چرخش قدامی و چرخش جانبی لگن هنگام راه رفتن دلیل قابلیت اطمینان زیاد پارامترهای کینماتیکی این دو حرکت است. در این پژوهش نیز پارامترهای کینماتیکی مذکور قابلیت اطمینان خوبی داشتند که با یافته‌های تیلور و همکارانش

1. Taylor et al.

مطابقت دارد. از طرف دیگر، چرخش محوری لگن در صفحه آناتومیک افقی اتفاق می‌افتد که این صفحه هنگام راه رفتن بر بردار جاذبه عمود است؛ بنابراین، چرخش محوری لگن در تکرارهای مختلف از عاملی ثابت اثر نمی‌پذیرد و عوامل فردی مانند چگونگی حرکت دست‌ها هنگام راه رفتن و چرخش محوری ستون فقرات روی آن اثر می‌گذارند. پس این پارامتر بین راه رفتن افراد مختلف هم‌سان نخواهد بود و همان‌طور که نتایج این پژوهش نشان می‌دهد قابلیت اطمینان چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود.

ضرایب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن ران $0/342$ و $0/301$ و زانو $0/438$ و $0/384$ بود. یافته‌های این پژوهش به نتایج پژوهش تامورا نزدیک است. تامورا^۱ و همکارانش ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای فلکشن مفاصل ران و زانو را در طول یک گام از راه رفتن روی تردمیل به ترتیب بین $0/424$ تا $0/726$ و $0/223$ تا $0/675$ به دست آوردند (میانگین به ترتیب $0/529$ و $0/422$) (۱۳). در پژوهش تامورا ضریب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن ران $0/588$ و $0/482$ و ضریب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن زانو $0/360$ و $0/223$ بود (۱۳). البته، نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های بهادری^۲ و همکارانش تطابق ندارد؛ آن‌ها ضریب همبستگی دامنه حرکت فلکشن مفاصل ران و زانو و دامنه حرکت دور یا نزدیک شدن مفصل ران را حین راه رفتن با سرعت عادی روی تردمیل محاسبه کرده‌اند (۱۴). در پژوهش بهادری و همکارانش قابلیت اطمینان پارامترهای مذکور در محدوده عالی (ضریب همبستگی بیشتر از $0/9$) قرار داشت.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، حتی اگر سرعت راه رفتن روی زمین و تردمیل یکسان باشد، زوایای مفاصل اندام تحتانی در طول چرخه گام برداشتن می‌توانند تفاوتی قابل توجه با یکدیگر داشته باشند. تفاوت پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی، به‌ویژه حداقل فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام تماس کف پا با زمین به تفاوت طول گام و تفاوت زمان تماس کف پا با زمین بین دو حالت راه رفتن با سرعت یکسان روی تردمیل و زمین منجر می‌شود. در پژوهش شی^۳ و همکارانش (۲۰۱۹) نشان داده شده است طول و مدت‌زمان گام، هنگام راه رفتن با سرعت عادی روی تردمیل به‌طور قابل توجهی کمتر از راه رفتن روی زمین است و همچنین بازه حرکت مرکز فشار کف پا هنگام راه رفتن روی تردمیل به میزان چشم‌گیری کمتر از راه رفتن روی زمین است و نیز تکرارپذیری راه رفتن روی تردمیل به‌طور قابل توجهی کمتر از راه رفتن روی زمین است (۱۵). علاوه بر این، نتایج پژوهش جاشیمزیک^۴ و همکارانش (۲۰۱۹) نشان داد زمان تماس کف پا با زمین هنگام راه رفتن

1. Tamura et al.
2. Bahadori et al.
3. Shi et al.
4. Jochymczyk et al.

روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین است (۱۶)؛ بنابراین برای اینکه سرعت راه رفتن در این دو حالت یکسان باشد، باید زمان گام برداشتن روی تردمیل کمتر از زمان گام برداشتن روی زمین باشد تا مدت تماس کف پا با زمین جبران شود. نتیجه پژوهش حاضر با نتایج پژوهش شی و همچنین پژوهش جاشیمزیک در خصوص تفاوت قابل توجه الگوی راه رفتن روی زمین و تردمیل همخوانی دارد.

به طور کلی، علاوه بر ماهیت هر پارامتر که می‌تواند در تکرارهای مختلف الگویی ناهمسان داشته باشد، شرایط ثبت داده مانند ویژگی‌های محیط آزمون (راه رفتن روی تردمیل یا روی زمین) نیز روی قابلیت اطمینان اثر می‌گذارد. همچنین، روش ثبت داده مانند تجهیزات تحلیل حرکت، روش محاسبه پارامترهای کینماتیک از مختصات نشانگرها و توانایی تحلیل گر حرکت روی قابلیت اطمینان محاسبه شده بر تکرارهای حرکت اثر می‌گذارد. بیشتر بودن ضریب همبستگی متوسط پنج تکرار در مقایسه با ضریب همبستگی منفرد نشان می‌دهد خطای اندازه‌گیری هنگام میانگین‌گیری از مقادیر پارامترها کم می‌شود و این کاهش خطا باعث می‌شود ضریب همبستگی متوسط در مقایسه با منفرد معیار بهتری در ارزیابی قابلیت اطمینان داده ثبت شده باشد.

میانگین ضریب همبستگی فلکشن زانو هنگام راه رفتن روی زمین از همه موارد دیگر کم‌تر بود. دامنه حرکت زیاد فلکشن زانو یکی از دلایل تغییرپذیری زیاد این پارامتر در مقایسه با سایر پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی است (۱۴). تغییرپذیری زیاد فلکشن زانو سبب می‌شود قابلیت اطمینان این پارامتر در تکرارهای مختلف راه رفتن روی زمین و روی تردمیل کمتر باشد. در مفاصل دیگر، قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین در محدوده عالی و بیشتر از تردمیل بود. قابلیت اطمینان فلکشن مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود و این مسئله نشان‌دهنده تفاوت الگوی حرکت در این مفصل بین تکرارهای مختلف است. به نظر می‌رسد کوتاه‌تر بودن مسیر تغییر مرکز فشار کف پا هنگام راه رفتن روی تردمیل در مقایسه با راه رفتن روی زمین باعث از بین رفتن الگوی همسان فلکشن مچ پا هنگام استفاده از تردمیل شده است. محاسبه ضریب همبستگی متوسط برای مچ پا نشان داد همبستگی بین طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن مفصل مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل زیاد بود، اما قابلیت اطمینان دامنه حرکت این مفصل در حد متوسط بود.

در این پژوهش قابلیت اطمینان زوایای لگن در سه صفحه آناتومیک بررسی شد و علت آن اهمیت تغییرات این پارامترها در مقایسه راه رفتن روی زمین و تردمیل بود (۱۴، ۱۶). برای مفصل زانو، که مفصلی لولایی است، معمولاً فقط درجه آزادی فلکشن-اکستنشن در نظر گرفته می‌شود و سایر تغییرات زاویه زانو ناچیز است (۱۶). در این پژوهش، زاویه زانو و مچ پا فقط در صفحه ساجیتال

اندازه‌گیری شد که علت آن کم‌اهمیت بودن تغییرات سایر زوایای این مفاصل بود (۱۶). درعین حال این موارد می‌تواند محدودیت این پژوهش در نظر گرفته شود و در پژوهش‌های آینده لحاظ شود.

نتیجه‌گیری

قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین به‌طور محسوس بیشتر از راه رفتن روی تردمیل است. با توجه به تغییرات زیاد دامنه فلکشن مفصل زانو حین راه رفتن روی زمین و روی تردمیل، این پارامتر در میان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی کمترین قابلیت اطمینان را دارد؛ بنابراین در مطالعات کلینیکی و تحقیقاتی توجه به تغییرات ناهم‌سان زاویه این مفاصل مهم است. همچنین، به نظر می‌رسد در صورت استفاده از تردمیل در اقدامات درمانی-کلینیکی توجه به اثرات این دستگاه روی الگوی حرکت و هم‌سانی تکرارهای مختلف راه رفتن بسیار مهم است.

منابع

1. Aggarwal JK, Cai Q. Human motion analysis: A review. *Comput Vis Image Underst.* 1999;73(3):428–40.
2. Barris S, Button C. A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Med.* 2008;38(12):1025–43.
3. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, et al. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;105(6):490–7.
4. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 2007;26(1):17–24.
5. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol.* 2008;104(3):747–55.
6. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(5):444. 9.
7. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(6):434–40.
8. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *J Rehabil Res Dev.* 2005;42(4):523.
9. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26(4):217–38.
10. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383–92.
11. Hashemi Oskouei A, Paulin MG, Carman AB. Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):216–22.
12. Taylor N, Evans O, Goldie P. Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiother Res Int.* 2001;6(4):205–23.
13. Tamura H, Tanaka R, Kawanishi H. Reliability of a markerless motion capture system to measure the trunk, hip and knee angle during walking on a flatland and a treadmill. *J Biomech.* 2020;109(109929):109929.
14. Bahadori S, Immins T, Wainwright TW. Reliability of gait parameters in male and female healthy adults during self-paced treadmill-based walking. *Int J Ther Rehabil.* 2020;27(9),1-18.

15. Shi L, Duan F, Yang Y, Sun Z. The effect of treadmill walking on gait and upper trunk through linear and nonlinear analysis methods. *Sensors*. 2019;19(9), 2204.
16. Jochymczyk-Woźniak K, Nowakowska K, Polechoński J, Sładczyk S, Michnik R. Physiological Gait versus Gait in VR on Multidirectional Treadmill—Comparative Analysis. *Medicina*. 2019;55(9), 517.

ارجاع دهی

فرهادی محمد، هاشمی اسکویی علیرضا، امامیان شیرازی سیدامیرحسین، کریمی محمدتقی. قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۵۳-۶۶. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9635.1449

Farhadi M, Hashemi Oskouei A. R, Emamian Shirazi A.H, Taghi Karimi M. T. Quantifying Foot Inter-Joint Coordination and Variability After Wearing Insoles with Different Stiffness During the Stance Phase of Running. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2020; 12 (27): 53-66. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9635.1449

Reliability of Kinematic Parameters of the Lower Limb Joints During Walking on the Ground and Treadmill

M. Farhadi¹, A. R. Hashemi Oskouei², S. A.H. Emamian Shirazi³, M. Taghi Karimi⁴

1. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
2. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran (Corresponding Author)
3. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
4. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Received Date: 2020/10/31

Accepted Date: 2021/01/23

Abstract

To improve motor function, movement pattern and changes in joint kinematic parameters are investigated in different conditions. Using a treadmill in human gait analysis, makes it possible to record several steps of gait in a limited space and also controlled conditions. The purpose of this study was to investigate the consistency of the kinematic parameters of lower limb joints during walking on the ground and treadmill. Intraclass correlation coefficients (ICC) for kinematic parameters of lower limb joints of 15 healthy young male participants were calculated during walking on the ground and treadmill. The angles of pelvic, hip, and ankle were often in the range of excellent reliability ($ICC > 0.9$) when walking on the ground, while the results were in the range of average reliability ($ICC < 0.7$) when walking on a treadmill. Therefore, in treatment activities or research studies, considering the decrease in consistency of walking trials on the treadmill is important.

Keywords: Reliability; Kinematics; Lower limbs; Gait; Treadmill.

-
1. Email: mo_farhadi@sut.ac.ir
 2. Email: ali.hashemi@sut.ac.ir
 3. Email: am_emamian@sut.ac.ir
 4. Email: mt_karimi@sums.ac.ir