DOI: 10.22122/jrrs.v14i1.3061 Published by Vesnu Publications

# نامتقارنی در زمان تکیه کردن حین استفاده از پروتز اندام تحتانی: مرور نظام‌مند و فراتحلیل

فاطمه داوری‌نیا[۱]، علی مالکی[۲]

مقاله مروری


## چکیده

**مقدمه:** راه رفتن شامل الگوی به طور تقریبی متقارنی است که دارای دو مرحله کلی تکیه کردن و نوسانی است. استفاده از پروتز اندام تحتانی، باعث تغییر این الگوی متقارن خواهد شد. با هدف دست‌یابی به نتایج کمی قابل استناد و یکپارچه‌سازی نتایج پژوهش‌های مختلف، به مرور نظام‌مند مطالعات درصد مرحله‌ی تکیه کردن در کل چرخه راه رفتن و انجام فراتحلیل پرداخته شد. نتایج کمی حاصل، می‌تواند ابزار مناسبی برای طراحی بهینه پروتزها و تجویز صحیح آن‌ها با توجه به ویژگی‌های فیزیکی متفاوت هر معلول را فراهم سازد.

**مواد و روش‌ها:** بانک‌های اطلاعاتی ScienceDirect، PubMed و IEEE از تاریخ ۲۰۰۷ تا ۲۰۱۸ با استفاده از کلیدواژه‌های مناسب مورد جستجو قرار گرفتند. از میان ۱۳۵۰ مقاله، ۹۸ مورد با کمک روش‌های مرور نظام‌مند، مناسب بودند. سپس با توجه به ارزیابی کیفی اطلاعات استخراج شده از مقالات، ۱۵ مطالعه وارد فراتحلیل شدند و محاسبه و تحلیل اندازه اثر برای هر مطالعه انجام گردید.

**یافته‌ها:** زمان تکیه کردن پای پروتز در افراد معلول ۴/۰۷ درصد کوتاه‌تر از زمان متناظر اندام سالم است. به علاوه، نسبت به گروه شاهد، زمان تکیه کردن پای قطع شده، ۱/۶۵ درصد کمتر و برای پای سالم افراد معلول ۱/۸۴ درصد بیشتر است.

**نتیجه‌گیری:** می‌توان از میزان نامتقارنی خروجی فراتحلیل برای فرد معلول در مقایسه با گروه شاهد، به عنوان شاخصی برای ارزیابی طراحی پروتزها، مطالعات عصبی- عضلانی حوزه توان‌بخشی و جبران‌سازی این نامتقارنی که مسبب بسیاری از مشکلات حرکتی در استفاده درازمدت از پروتز است، بهره برد.


**کلید واژه‌ها:** پروتز، اندام تحتانی، راه رفتن، فراتحلیل، مرور نظام‌مند

**ارجاع:** داوری‌نیا فاطمه، مالکی علی. **نامتقارنی در زمان تکیه کردن حین استفاده از پروتز اندام تحتانی: مرور نظام‌مند و فراتحلیل.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۷؛ ۱۴ (۱): ۶۵-۵۹.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۲۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۱۲/۲۵ تاریخ چاپ: ۱۳۹۷/۱/۱۵

## مقدمه

راه رفتن، چرخه‌ای از حرکت پاها است که با توجه به حرکات زاویه‌ای مفاصل اصلی، الگوی فعالیت عضلانی، تحمل وزن توسط پاها و به طور کلی، انتقال مرکز ثقل بدن، مهارتی به نسبت متقارن است. راه رفتن، دارای دو مرحله نوسان (Swing) و تکیه کردن (Stance) است. مرحله تکیه کردن دوره‌ای است که فرد وزن خود را بر روی پای تکیه‌گاه قرار می‌دهد تا بتواند حرکت رو به جلویی تولید کند. در واقع، تکیه کردن به فاصله زمانی بین برخورد یک پاشنه تا بلند کردن انگشتان همان پا اطلاق می‌شود که برای افراد سالم، میزان آن برای هر دو پا به طور تقریبی یکسان است. تغییرات الگوهای راه رفتن، مانند تغییرات زمان مرحله تکیه کردن، می‌تواند ابزار مناسبی برای شناسایی آسیب‌های حرکتی باشد. به عنوان مثال، ضایعات سیستم عصبی بر روی سیستم کنترل حرکتی اثر می‌گذارد و باعث افزایش تغییرپذیری زمان مرحله تکیه کردن می‌شود (۱).

قطع عضو در یک سمت، باعث تغییر در الگوهای کینتیک، کینماتیک و فعالیت عضلانی حین راه رفتن خواهد شد (۳-۲). افراد معلول، یاد می‌گیرند الگوی راه رفتن خود را با پروتز تطبیق دهند (۴). نتیجه این تطبیق‌پذیری و جبران‌سازی، عدم تقارن در الگوی حرکتی راه رفتن است. آن‌ها برای انجام راه رفتنی استوار، گام‌هایی کوتاه‌تر، پهن‌تر و طولانی‌تر از افراد سالم برمی‌دارند (۵). همچنین، این افراد مجبور خواهند بود بار بیشتری بر روی مفصل لگن و عضلات فلکسور مچ پا در سمت سالم قرار دهند (۴). به دلیل کاهش حرکت مچ پروتز، محدوده اکستنشن (Extension) مفصل لگن نسبت به سمت سالم کاهش می‌یابد و زمان مرحله تکیه کردن در سمت سالم، نسبت به سمت پروتز افزایش می‌یابد (۷-۶). در درازمدت، این نامتقارنی، مشکلات اسکلتی- عضلانی متعددی مانند درد کمر، آسیب دیسک‌های بین مهره‌ها و آرتروز در افراد قطع عضو را به همراه خواهد داشت (۸). بنابراین، کاهش این عدم تقارن‌ها از اهداف فعالیت‌های توان‌بخشی است (۹).

مطالعات زیادی برای ارزیابی درصد زمان تکیه کردن در گروه‌های قطع عضو و سالم انجام شده است (۱۶-۱۰، ۵-۴)، اما نخست این که اغلب آن‌ها جمعیت

۱- دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فن‌آوری‌های نوین، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فن‌آوری‌های نوین، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
**نویسنده مسؤول:** علی مالکی
Email: amaleki@semnan.ac.ir

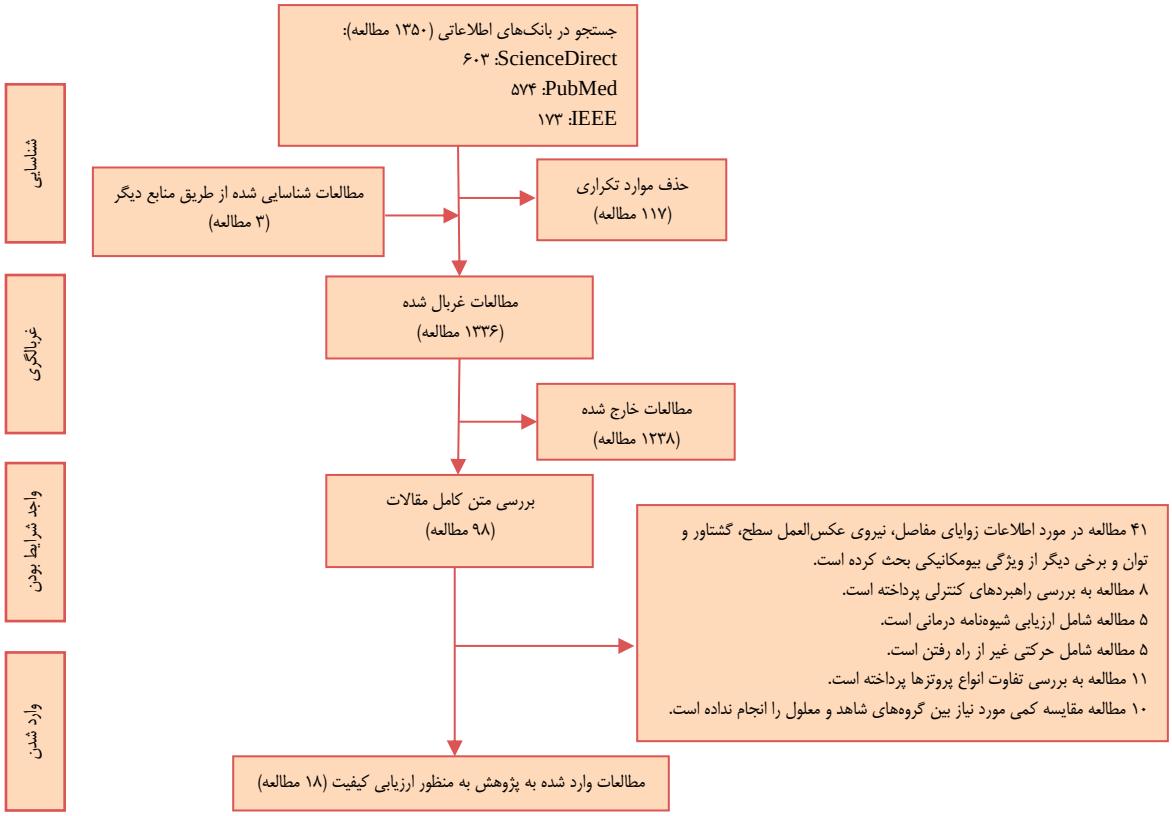
محدودی را مورد مطالعه قرار داده‌اند، دوم آن که گروه‌های معلول از لحاظ دلیل معلولیت، نوع و سطح معلولیت، مدت سال‌های استفاده از پروتز و نوع پروتز، سن، وزن و قد با هم تفاوت‌های چشم‌گیری داشته‌اند و در نهایت، از لحاظ نوع سیستم اندازه‌گیری و محاسبه زمان تکیه کردن نیز متفاوت بوده‌اند. از این رو، با توجه به تنوع در شرایط پژوهش‌های انجام شده، این مطالعه با هدف یکپارچه کردن خروجی‌ها و دست‌یابی به نتایجی با توان آماری بالا، به مرور نظام‌مند مطالعات کمی زمان مرحله‌ی تکیه کردن در دو گروه معلول و سالم (شاهد) و سپس، فراتحلیل نتایج کمی آن‌ها پرداخت. این تحلیل، به منظور نیل به پاسخی برای این پرسش که «آیا الگوی زمانی مرحله تکیه کردن از حالت متقارن برای افراد معلول خارج شده است یا خیر؟» و د رصورت مثبت بودن پاسخ، «این تغییر به چه میزان بوده است؟» انجام شد.

اهمیت شاخص زمانی مرحله‌ی تکیه کردن به عنوان نشانگری از الگوی زمانی راه‌رفتن، ارزانی و سهولت آن نسبت به روش‌ها و ابزارهای اندازه‌گیری نظیر حسگر فشار، شتاب‌سنج، دوربین فیلمبرداری و حسگر کینکت است. به علاوه، سنجش کمی میزان نامتقارنی مرحله‌ی تکیه کردن، می‌تواند در ارزیابی عملکرد پروتزهای اندام تحتانی سودمند باشد. نتایج فراتحلیل، از این جهت ارزشمند است که می‌توان تخمین صحیح‌تری از تأثیر اجزای پروتزهای جدید بر تقارن راه رفتن در افراد قطع عضو را به دست آورد.

## مواد و روش‌ها

***راهبرد جستجوی منابع:*** بانک‌های اطلاعاتی ScienceDirect، PubMed و IEEE از تاریخ اول ژانویه ۲۰۰۷ تا تاریخ ۱۲ می ۲۰۱۸ به صورت نظام‌مند، جستجو شدند که حاصل این جستجو، ۱۳۵۰ مقاله بود. راهبرد جستجو بر اساس ترکیب کلید واژه‌های انگلیسی و اصطلاحنامه MESH (Medical subject headings) شامل Amputee، Amputed، Amputation، Gait، Walking، Locomotion، Biomechanics، Kinematic و Kinetic بود و به صورت [(amputee MESH) OR amputed OR (amputation MESH)] AND [(gait MESH) OR (walking MESH) OR (locomotion MESH)] AND (biomechanics OR kinematic OR kinetic) انجام شد.

***بررسی و گزینش مطالعات:*** معیارهای ورود به مرور نظام‌مند شامل مطالعات به زبان انگلیسی و فارسی، نمونه‌های مورد مطالعه با قطع عضو اندام تحتانی، حرکت راه رفتن بر روی سطح و مقادیر کمی درصد مرحله تکیه کردن بود. معیارهای خروج نیز شامل مطالعات تئوریک، ارزیابی شیوه‌نامه یا مدل، راه رفتن در شرایط خاص (به عنوان مثال متصل کردن وزنه به اندام)، تأثیرات جرم پروتز یا تنظیمات آن، راهبردهای کنترلی، تمرین‌های بهبود عملکرد، ارزیابی روند درمانی، طراحی پروتز یا اسکلت بیرونی، مطالعات مرور نظام‌مند، پوسترها، خلاصه مقالات کنفرانسی فاقد متن کامل و فصول کتاب بود. متن کامل ۹۸ مقاله که عنوان و چکیده منطبق با معیارهای ورود و خروج داشت، ارزیابی و وارد مرحله مرور متن کامل شد. به علاوه، مراجع برخی از مقالات کامل نیز به منظور گسترش دامنه جستجو، بررسی و گزینش گردیدند. در نهایت، ۱۸ مقاله کامل که واجد شرایط بودند، انتخاب شدند. کلیه مراحل بررسی و گزینش مطالعات در شکل ۱ آمده است.




**شکل ۱. فلوچارت روند انتخاب مقالات در مرور نظام‌مند**



http://jrrs.mui.ac.ir

**جدول ۱. لیست مقالات استفاده شده به همراه حجم نمونه هر دو گروه و نوع معلولیت مورد مطالعه در هر مقاله**

| مطالعه | سال انتشار | حجم نمونه گروه شاهد | حجم نمونه گروه معلول | نوع معلولیت |
|---|---|---|---|---|
| Bae و همکاران (۱۰) | ۲۰۰۷ | ۱۰ | ۸ | TFA |
| Su و همکاران (۱۱) | ۲۰۰۷ | ۱۴ | ۱۹ | BTTA |
| Centomo و همکاران (۱۲) | ۲۰۰۷ | ۶ | ۶ | TTA |
| Goujon-Pillet و همکاران (۱۳) | ۲۰۰۸ | ۳۳ | ۲۷ | TFA |
| Kovac و همکاران (۱۴) | ۲۰۱۰ | ۱۳ | ۱۱ | TTA |
| Wentink و همکاران (۴) | ۲۰۱۳ | ۵ | ۶ | TFA و TTA |
| Pantall و Ewins (۱۸) | ۲۰۱۳ | ۱۰ | ۵ | TFA |
| Parker و همکاران (۱۹) | ۲۰۱۳ | - | ۳۴ | TTA |
| حکمت‌فر و همکاران (۲۰) | ۲۰۱۳ | - | ۱۰ | TFA |
| Hendershot و Wolf (۱۵) | ۲۰۱۴ | ۲۰ | ۴۰ | TFA و TTA |
| Sinitski و همکاران (۱۶) | ۲۰۱۵ | ۱۲ | ۱۲ | TTA |
| Kendell و همکاران (۲۱) | ۲۰۱۵ | - | ۱۱ | TFA |
| Ingraham و همکاران (۲۲) | ۲۰۱۶ | - | ۳ | TFA وTTA |
| Sturk و همکاران (۵) | ۲۰۱۷ | ۱۰ | ۱۰ | TFA |
| کمالی و همکاران (۹) | ۲۰۱۷ | - | ۸ | TTA |

TFA: Transfemoral amputee; BTTA: Bilaterally transtibial amputee; TTA: Transtibial amputee

***ارزیابی کیفی مطالعات:*** به منظور ارزیابی کیفی مطالعات، از ابزار ارزیابی کیفیت مورد استفاده در پژوهش Devan و همکاران (۸) که مبتنی بر ابزار Downs و Black (۱۷) است، استفاده شد. با توجه به درصد نمره مجموع ارزیابی، کیفیت مقالات به سه دسته با کیفیت بالا (بیشتر از ۷۵ درصد)، متوسط (بین ۷۴-۵۰ درصد) و پایین (کمتر از ۵۰ درصد) طبقه‌بندی گردید. ۱۵ مطالعه با کیفیت بالا و متوسط که دارای حجم نمونه ۳۴۳ نفر (۱۳۳ فرد سالم و ۲۱۰ فرد دچار قطع عضو) بودند، وارد فرایند فراتحلیل شدند. خلاصه‌ای از ویژگی‌های هر مطالعه در جدول ۱ آمده است.

***استخراج داده‌ها:*** از مقالات منتخب، ویژگی زمان مرحله تکیه کردن، به صورت درصدی از زمان کل دوره راه رفتن (Gait cycle)، استخراج گردید. برای مقالاتی که زمان مرحله تکیه کردن به صورت درصد گزارش نشده بود، با کمک زمان هر گام و در برخی موارد زمان‌های اتکای دو پا (Double support)، میانگین و انحراف معیار درصد زمان مرحله تکیه کردن محاسبه شد (۲۳). میانگین و انحراف معیار درصد زمان تکیه کردن به همراه حجم نمونه گروه شاهد و معلول برای تحلیل آماری استخراج شد.

***تحلیل آماری:*** ارزیابی کمی مطالعات با استفاده از نرم‌افزار Comprehension Meta-Analysis نسخه ۲ (شرکت Biostat، شهر Englewood ایالت متحده آمریکا) انجام شد. از آزمون Z برای ارزیابی فرض صفر اندازه اثر و یکپارچه کردن اندازه اثر مطالعات مختلف و از آزمون Q و شاخص $I^2$، برای بررسی میزان ناهمگنی مطالعات استفاده شد. بیشترین مقدار آماره Q برابر با میزان درجه آزادی خواهد بود و مقدار $P < ۰/۰۵۰$، فرض مشابهت و همگنی بین مطالعات را نقض می‌کند. شاخص $I^2$ درصد میزان ناهمگنی مطالعات را بیان می‌دارد. از آن جایی که میزان ناهمگنی مطالعات بالا و در سطح معنی‌داری می‌باشد، برای محاسبه اندازه اثر (Size effect) از مدل اثرات تصادفی (Random effect model) استفاده شد (۲۴).

## یافته‌ها

از آن جایی که تمامی داده‌های مورد استفاده در فراتحلیل، زمان مرحله تکیه کردن به صورت درصد و دارای مقیاس کمی یکسان بود، از اندازه اثر تفاوت میانگین (Mean difference) برای این مطالعه استفاده شد. میزان اندازه اثر با فاصله اطمینان ۹۵ درصد در سه تحلیل شامل پای پروتز و پای سالم افراد معلول، پای پروتز افراد معلول و گروه شاهد و پای سالم افراد معلول و گروه شاهد محاسبه شد. همان‌طور که جدول ۲ نشان می‌دهد، درصد مرحله تکیه کردن در پای سالم فرد معلول ۴/۰۷ درصد به صورت معنی‌داری بیشتر از پای پروتز بود ($P < ۰/۰۰۱$).

**جدول ۲. نتایج فراتحلیل بین گروه‌های مختلف**

| گروه | آزمون ارزیابی اندازه اثر | | | آزمون ناهمگنی مطالعات | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | اندازه اثر (تفاوت میانگین به صورت درصد) | فاصله اطمینان (۹۵ درصد) | | مقدار P | آماره Q | درجه آزادی | مقدار P (آزمون Q) | شاخص $I^2$ |
| | | حد بالا | حد پایین | | | | | |
| پای پروتز و پای سالم گروه معلول | -۴/۰۷ | -۲/۶۵ | -۵/۴۸ | *< ۰/۰۰۱ | ۹۴/۸۹ | ۱۴ | *< ۰/۰۰۱ | ۸۵/۲۴ |
| پای پروتز گروه معلول و گروه شاهد | -۱/۶۵ | -۰/۲۰ | -۳/۰۹ | *۰/۰۲۵ | ۷۶/۴۳ | ۹ | *< ۰/۰۰۱ | ۸۸/۲۲ |
| پای سالم گروه معلول و گروه شاهد | ۱/۸۴ | ۳/۵۴ | ۰/۱۴ | *۰/۰۳۴ | ۷۸/۹۶ | ۸ | *< ۰/۰۰۱ | ۸۹/۸۶ |

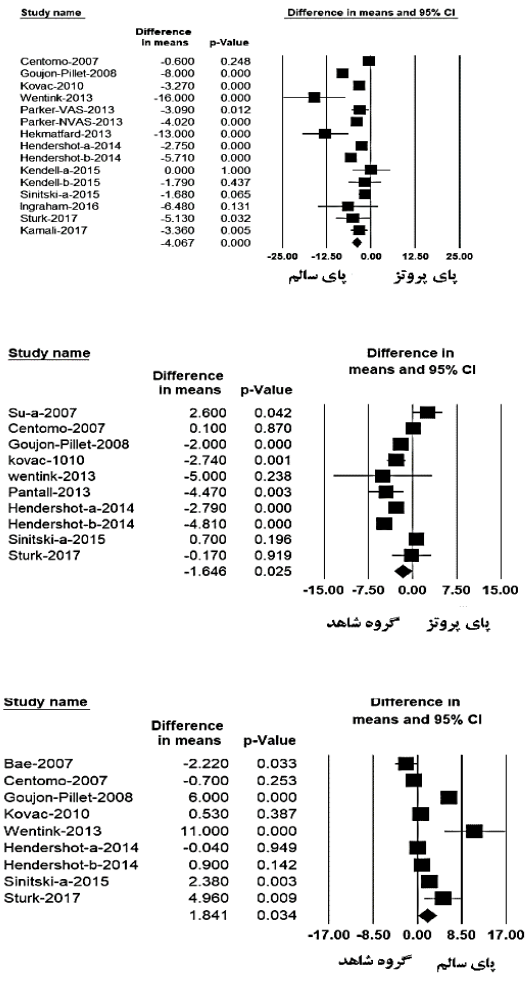
*مبین تفاوت معنی‌دار بین دو گروه ($P < ۰/۰۵۰$، به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شده است).



http://jrrs.mui.ac.ir

درصد مرحله تکیه کردن پای پروتز نسبت به گروه شاهد، ۱/۶۵ درصد به صورت معنی‌داری کمتر بود (P < ۰/۰۵۰). درصد مرحله تکیه کردن در پای سالم افراد معلول نسبت به گروه شاهد در حدود ۱/۸۴ درصد به صورت معنی‌داری بیشتر بود (P < ۰/۰۵۰).

با توجه به جدول ۲، در هر سه گروه بررسی شده، میزان Q از درجه آزادی بیشتر است و فرض صفر که مربوط به شباهت میان اندازه اثرها یا واگرایی صفر در مطالعات است، نقض می‌گردد (P < ۰/۰۵۰). در نتیجه، میزان پراکندگی در مطالعات مختلف ناشی از خطای نمونه‌برداری نمی‌باشد و شامل تفاوت ذاتی در اندازه اثر هر مطالعه است. به علاوه، با توجه به شاخص $I^2$، میزان پراکندگی در اندازه اثرها بالای ۸۰ درصد می‌باشد. شکل ۲، نمودار جنگلی (Forest plot) نتایج فراتحلیل را نشان می‌دهد.




**شکل ۲. نمودار جنگلی نتایج فراتحلیل به ترتیب از بالا به پایین، مقایسه اندازه اثر پای پروتز و پای سالم، پای پروتز و گروه شاهد، پای سالم و گروه شاهد را نشان می‌دهد.**

## بحث

مطالعه حاضر، با ترکیب مطالعات مختلف به روشی نظام‌مند و به کمک ابزار فراتحلیل، به دنبال کمی‌سازی میزان تفاوت زمان مرحله تکیه کردن در افراد قطع عضو بین پای سالم و پای پروتز و همچنین، مقایسه آن با افراد سالم با حجم نمونه بالا بود. در افراد قطع عضو، به دلیل محدودیت‌های مکانیکی پروتزها، نقص اطلاعات حسگرهای فشار، سرعت و زاویه مفاصل و همین‌طور نیروی عضلات قطع شده، تحمل بار تنه و تضمین پایداری حرکت برای پای پروتز دشوار است (۸). این افراد، به منظور جبران برخی از محدودیت‌های پروتزها، بر روی پای سالم بیشتر تکیه می‌کنند. به علاوه، این افزایش زمان بارگذاری بر روی پای سالم، می‌تواند به بهبود عوارض جانبی روش‌های جراحی در اندام باقی مانده کمک کند (۲۵). با توجه به وجود اغتشاشات اعمالی در حین راه رفتن، اندام تحتانی سالم دارای محدوده حرکتی وسیع‌تر، ساختار عضلانی و کنترلی مناسب برای حفظ تعادل و تنظیم حرکتی بهینه است (۲۶). از این رو، پای سالم برای تطبیق با اغتشاشات و افزایش پایداری دینامیکی، زمان مرحله تکیه کردن طولانی‌تری نسبت به پای پروتز دارد. از آن جایی که افراد قطع عضو، مدت زمان بیشتری را بر روی اندامی که مولد نیروی حرکتی و جبران‌سازی است، سپری می‌کنند، زمان مرحله حمایت با دو پا در یک چرخه راه رفتن نیز طولانی‌تر می‌شود که به نوبه خود، در افزایش زمان مرحله تکیه کردن مؤثر خواهد بود (۲۱).

افزون بر این، سیستم کنترل حرکتی فرد معلول برای جبران فقدان مفصل زانو یا مچ سالم، زمان مرحله تکیه کردن پای سالم را افزایش می‌دهد تا اهداف کنترل حرکت به شیوه‌ای هماهنگ، هدف‌گرا (Goal-directed) و سینرژیک (Synergic) حاصل گردد. نمود این تغییر در زمان‌بندی، نوعی تطبیق‌پذیری پای سالم و قطع عضو با این نقص اندام است که نتیجه آن، نامتقارنی در حرکت خواهد بود. به علاوه، راهبردهای تطبیق‌پذیری در هر دو گروه افراد قطع عضو بالا و زیر زانو، تا حدودی مشابه و در سطح مفصل لگن انجام می‌شود (۸).

هر چند مطالعات مروری و نظام‌مند پیشین بر روی مشخصات مکانی–زمانی و متغیرهای کینماتیکی افراد معلول تمرکز داشته است (۲۵، ۲)، اما این مطالعات شامل تحلیل و مقایسه کمی بین نتایج نمی‌باشند. با توجه به دانش نویسندگان، اگر چه مطالعات فراتحلیل مشابهی مشخصه‌های مکانیکی راه رفتن افراد معلول را بررسی کرده‌اند (۸، ۳)، اما به تحلیل الگوهای زمانی مراحل راه رفتن نپرداخته‌اند. این مطالعات، شامل ارزیابی راهبردهای تطبیق‌پذیری در راه رفتن از لحاظ توان و یا کار مصرفی مفاصل در مراحل مختلف چرخه راه رفتن (۳) و میزان نامتقارنی حرکات مفاصل لگن، کمر– لگن و تنه افراد قطع عضو بوده است (۸).

میزان ناهمگنی مطالعات، بالا می‌باشد. ناهمگنی موجود، می‌تواند ناشی از روش‌ها و ابزارهای اندازه‌گیری مختلف برای محاسبه زمان مرحله تکیه کردن، استفاده از پروتزهای مختلف، دلایل پاتولوژیک متنوع معلولیت‌ها، میزان بافت سالم باقی‌مانده از پای پروتز، تفاوت چشم‌گیر در سن شرکت کنندگان یا مدت زمان استفاده از پروتز باشد. ناهمگنی زیاد، به طور معمول، در بیشتر تحقیقات مرور نظام‌مند و فراتحلیل به دلیل عدم تجانس بین پژوهش‌ها، موجود است (۲۷، ۲۵، ۸، ۳).

در اغلب مطالعات، با توجه به حجم نمونه کوچک و به علاوه تغییرپذیری زیاد داده‌ها بین نمونه‌های مورد مطالعه، تفاوت معنی‌داری در زمان مرحله تکیه



http://jrrs.mui.ac.ir

کردن، بین گروه‌های شاهد و پای سالم و پای پروتز مشهود نبود (۲۸، ۲۰، ۱۹، ۱۶، ۱۵، ۱۲، ۱۰، ۵)، اما با کمک ابزار فراتحلیل و تلفیق خروجی در مطالعات مختلف، تفاوت‌های معنی‌داری بین گروه‌های مختلف حاصل شد و قضاوت صحیح‌تر در مورد این زمان‌بندی در افراد معلول و سالم را ممکن ساخت.

## محدودیت‌ها

به علت عدم وجود روش یکسان و یکپارچه برای انتخاب جامعه معلولین و پروتز مورد استفاده در مطالعات مختلف، سبک و سرعت راه رفتن، استفاده از روش‌های متنوع در استخراج و تخمین زمان مرحله تکیه کردن، تعداد مطالعات وارد شده و ادغام اندازه اثر در فرایند فراتحلیل را محدود کرد.

## پیشنهادها

در این مطالعه، از شاخص زمان تکیه کردن در راه رفتن استفاده شده است. ترکیب و افزودن برخی دیگر از ویژگی‌های بیومکانیک در حین راه رفتن در فرایند فراتحلیل، ممکن است با وجود افزودن پیچیدگی محاسباتی، مقایسه تغییرات الگوهای حرکت راه رفتن بین دو گروه معلول و شاهد را شفاف‌تر کند.

## نتیجه‌گیری

نتایج فراتحلیل نشان دهنده آن است که مدت زمان تکیه کردن بر روی پای پروتز فرد معلول، کمتر از پای سالم است و این موضوع، باعث ایجاد نامتقارنی در راه رفتن فرد معلول نسبت به افراد گروه شاهد می‌شود. به علاوه، نامتقارنی موجود، به دلیل تطبیق‌پذیری و جبران سیستم کنترل حرکتی است که اندام تحتانی در سمت سالم را تا حدودی تحت تأثیر بار اضافه قرار می‌دهد.

## تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی پژوهشگرانی که از نتایج مطالعات آن‌ها در فراتحلیل حاضر استفاده شده است، کمال سپاس را داریم.

## نقش نویسندگان

علی مالکی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران و فاطمه داوری‌نیا، خدمات پستیبانی، اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران را به عهده داشتند.

## منابع مالی

بودجه انجام مطالعات پایه پژوهش حاضر، توسط دانشگاه سمنان تأمین شده است.

## تعارض منافع

هیچ یک از نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر علی مالکی بودجه انجام مطالعات پایه این پژوهش را از دانشگاه سمنان اخذ نمود و از سال ۱۳۸۸ به عنوان استادیار در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه سمنان مشغول به فعالیت می‌باشد. فاطمه داوری‌نیا از سال ۱۳۹۵ به عنوان دانشجوی مقطع دکتری مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در این دانشگاه مشغول به تحصیل می‌باشد.

## References

1. Brach JS, Studenski S, Perera S, VanSwearingen JM, Newman AB. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. Gait Posture 2008; 27(3): 431-9.
2. Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrao JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: A review. Sao Paulo Med J 2009; 127(5): 302-9.
3. Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman JS. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: A systematic review. Arch Phys Med Rehabil 2011; 92(8): 1311-25.
4. Wentink EC, Prinsen EC, Rietman JS, Veltink PH. Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. J Neuroeng Rehabil 2013; 10: 87.
5. Sturk JA, Lemaire ED, Sinitski EH, Dudek NL, Besemann M, Hebert JS, et al. Maintaining stable transfemoral amputee gait on level, sloped and simulated uneven conditions in a virtual environment. Disabil Rehabil Assist Technol 2017; 1-10. [Epub ahead of print].
6. Grumillier C, Martinet N, Paysant J, Andre JM, Beyaert C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. J Biomech 2008; 41(14): 2926-31.
7. Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004.
8. Devan H, Carman A, Hendrick P, Hale L, Ribeiro DC. Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. J Rehabil Res Dev 2015; 52(1): 1-19.
9. Kamali M, Sharif-Moradi K, Tahmasebi A, Jabal-Ameli K. Effect of below knee prosthesis on muscle force production and joint contact forces of knee and hip joints during walking in amputees. Iran J War Public Health 2017; 9(2): 79-84. [In Persian].
10. Bae TS, Choi K, Hong D, Mun M. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007; 22(5): 557-66.
11. Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. J Rehabil Res Dev 2007; 44(4): 491-501.

**12.** Centomo H, Amarantini D, Martin L, Prince F. Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial amputation during walking. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007; 22(4): 457-63.
**13.** Goujon-Pillet H, Sapin E, Fode P, Lavaste F. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. Arch Phys Med Rehabil 2008; 89(1): 87-94.
**14.** Kovac I, Medved V, Ostojic L. Spatial, temporal and kinematic characteristics of traumatic transtibial amputees' gait. Coll Antropol 2010; 34(Suppl 1): 205-13.
**15.** Hendershot BD, Wolf EJ. Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity amputation. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2014; 29(3): 235-42.
**16.** Sinitski EH, Lemaire ED, Baddour N, Besemann M, Dudek NL, Hebert JS. Fixed and self-paced treadmill walking for able-bodied and transtibial amputees in a multi-terrain virtual environment. Gait Posture 2015; 41(2): 568-73.
**17.** Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. J Epidemiol Community Health 1998; 52(6): 377-84.
**18.** Pantall A, Ewins D. Muscle activity during stance phase of walking: comparison of males with transfemoral amputation with osseointegrated fixations to nondisabled male volunteers. J Rehabil Res Dev 2013; 50(4): 499-514.
**19.** Parker K, Hanada E, Adderson J. Gait variability and regularity of people with transtibial amputations. Gait Posture 2013; 37(2): 269-73.
**20.** Hekmatfard M, Farahmand F, Ebrahimi I. Effects of prosthetic mass distribution on the spatiotemporal characteristics and knee kinematics of transfemoral amputee locomotion. Gait Posture 2013; 37(1): 78-81.
**21.** Kendell C, Lemaire ED, Kofman J, Dudek N. Gait adaptations of transfemoral prosthesis users across multiple walking tasks. Prosthet Orthot Int 2016; 40(1): 89-95.
**22.** Ingraham KA, Fey NP, Simon AM, Hargrove LJ. Assessing the relative contributions of active ankle and knee assistance to the walking mechanics of transfemoral amputees using a powered prosthesis. PLoS One 2016; 11(1): e0147661.
**23.** Kendall MG, Stuart A, Ord K. Kendall's advanced theory of statistics. Hoboken, NJ: Wiley; 2010.
**24.** Borenstein M, Hedges LV, Higgins JP, Rothstein HR. A basic introduction to fixed-effect and random-effects models for meta-analysis. Res Synth Methods 2010; 1(2): 97-111.
**25.** Sagawa Y, Jr., Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. Gait Posture 2011; 33(4): 511-26.
**26.** Kendell C, Lemaire ED, Dudek NL, Kofman J. Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users. Gait Posture 2010; 31(3): 375-9.
**27.** Fernando M, Crowther R, Lazzarini P, Sangla K, Cunningham M, Buttner P, et al. Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2013; 28(8): 831-45.
**28.** Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. Gait Posture 1998; 8(1): 1-7.

DOI: 10.22122/jrrs.v14i1.3061 Published by Vesnu Publications


# Asymmetry in Stance Time during Gait in Lower Limb Amputees Using Prosthesis: A Systematic Review and Meta-Analysis

Fatemeh Davarinia[1], Ali Maleki[2]

Review Article

## Abstract

**Introduction:** The gait has an approximately symmetric pattern which comprises two general phases, stance and swing. Using lower limb prosthesis alters this symmetry. In order to achieve quantitative results, and integrate the results of various researches, this systematic review and meta-analysis of stance time of the gait cycle was carried out. These quantitative results can be a proper tool for the optimal design of prostheses, and reliable prescribing for prosthesis according to physical features of amputees.

**Materials and Methods:** Searching related keywords in valid databases of ScinceDirect, PubMed and IEEE, the researcher found 98 studies out of 1350 investigations carried out between 2007 and 2018, all of which were in line with the systematic review procedures. Finally, due to the qualitative evaluation of selected papers, 15 experimental studies meeting the required criteria were included in the present meta-analysis for further processes of calculation and interpretation of the reasonable effect size.

**Results:** The stance time with the residual limb is 4.07 percent shorter than the intact limb. Moreover, the control group had less stance phase of 1.65 percent in comparison with the prosthesis limb. Finally, it was found that the intact limb had approximately 1.84 percent longer stance time than the control group.

**Conclusion:** According to qualitative results of the present meta-analysis, asymmetry of stance time for amputees in contrast to the control group would be beneficial for evaluating the prosthesis design, improving neuromuscular studies in rehabilitation field, and compensating the walking asymmetry caused by movement problems in prolonged use of prosthesis.

**Keywords:** Prosthesis, Lower limb, Gait, Meta-analysis, Review, Systematic

**Citation:** Davarinia F, Maleki A. **Asymmetry in Stance Time during Gait in Lower Limb Amputees Using Prosthesis: A Systematic Review and Meta-Analysis.** J Res Rehabil Sci 2018; 14(1): 59-65

Received date: 14.02.2018 Accept date: 16.03.2018 Publishe date: 04.04.2018

1- PhD Student, Department of Biomedical Engineering, School of New Technologies, University of Semnan, Semnan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of New Technologies, University of Semnan, Semnan, Iran
**Corresponding Author:** Ali Maleki, Email: amaleki@semnan.ac.ir