

## اصلاح الگوی راه رفتن در قطع عضو زیر زانو از طریق بازخورد همزمان بصری

### چکیده

سید فرهاد طباطبائی قمشه<sup>۱</sup>، رضا اسکوتی زاده<sup>۱\*</sup>، سیده هدی نبوی<sup>۱</sup>

۱- گروه آموزشی ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

دریافت: ۱۳۹۳/۱۲/۲۴ پذیرش: ۱۳۹۴/۳/۲۹

**هدف:** این مطالعه با هدف بررسی تأثیر برقراری بازخورد همزمان بصری بر ویژگی‌های کینماتیکی اندام تحتانی در فازهای مختلف راه رفتن افراد دچار قطع عضو زیر زانو اجراء شد.

**روش‌ها:** تعداد ۶ مرد دچار قطع عضو یکطرفه زیر زانوی پای راست در مطالعه شرکت کردند. هر یک از آنها در سه مرحله با سرعت دلخواه روی تردمیل راه می‌رفت، که در هر یک بازخوردهای بصری از نماهای روبرو، پشتی و جانبی نمایش داده می‌شد. یک مرحله مشابه نیز به صورت کنترل و بدون هرگونه بازخورد بصری اجراء گردید. داده‌های کینماتیک مرتبط با راه رفتن افراد توسط سیستم آنالیز حرکت VICON جمع‌آوری، سپس یک دقیقه از هر مجموعه داده برای هر فرد توسط نرم‌افزار VICON Workstation مدل Plug in Gait پردازش و نهایتاً از طریق آزمون Wilcoxon Signed-Rank Test مورد ارزیابی آماری قرار گرفت.

**یافته‌ها:** بررسی‌های آماری حاکی از تفاوت معنی‌دار فاز اتکاء ( $Z=0/923, p=0/031$ ) و طول گام ( $p=0/043$ )، بین پای سالم و پای آسیب‌دیده در وضعیت مواجهه با بازخورد از نمای روبرو بودند. فاز اتکاء به طور کلی در پای سالم طولانی‌تر و دامنه حرکتی مفصل ران در این پا محدودتر مشاهده شدند. آهنگ گام نیز در هر دو پا با الگوی مشابه در چهار وضعیت ثبت شد.

**نتیجه‌گیری:** نتایج مطالعه مؤید اهمیت توجه به بازخورد بصری در ارتقاء کیفیت فرایند توانبخشی افراد دچار قطع عضو، به‌عنوان یکی از پارامترهای تأثیرگذار در فرایند اصلاح الگوی راه رفتن آنها می‌باشد.

**کلید واژگان:** الگوی راه رفتن، کینماتیک، قطع عضو زیر زانو، بازخورد بصری

\* نویسنده مسئول: تهران، ولنجک، بلوار دانشجو، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه آموزشی ارگونومی.

تلفن: ۲۲۱۸۰۱۱۹ - ۰۲۱

E-mail: Re.osqueizadeh@uswr.ac.ir

### مقدمه

از دنیای اطراف می‌باشد. شرایط حاکم بر محیط از طریق کانال‌های مختلف حسی نظیر بصری، لمسی و شنوایی دریافت می‌شوند و مغز انسان با استراتژی‌های متنوع، داده‌های مربوطه را تجزیه و تحلیل می‌نماید. بدین ترتیب فرد با درک و تعبیر اطلاعات پردازش شده و اتخاذ مناسب‌ترین ترکیب عملیاتی، حرکات پیش‌رو را برنامه‌ریزی و مورد اجراء قرار می‌دهد (۱).

از جمله حرکات مهم انسان می‌توان به راه رفتن اشاره نمود که

حرکت لازمه تعامل انسان‌ها با دنیای اطراف بوده که در نتیجه اعمال دستورات و پیام‌های عصبی بر گروه‌های مختلف عضلات بدن ایجاد می‌شود. هر حرکت فیزیکی به دلیل پیشروی در محیط و ارتباط با مؤلفه‌های گوناگون، نوعی چالش برای مغز انسان محسوب شده، که برای مدیریت بهینه آن، کاملاً وابسته به اطلاعات حسی دریافتی

تحمل وزن در چرخه‌های راه رفتن شده است. بدیهی است این فرایند تغییرات قابل توجهی را در نیروها و گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل مختلف اندام تحتانی حین راه رفتن ایجاد می‌نماید. این نیروها کنترل‌کننده گشتاورهای خارجی می‌باشند که از محیط بر روی بدن انسان اعمال می‌شوند (به‌طور مثال نیروی عکس‌العمل زمین). به‌طور کلی، سنجش دقیق نیروها و حرکات مفصلی (Kinetics & Kinematics) مربوط با راه رفتن با پروتز اندام تحتانی ریشه در اوایل جنگ جهانی دوم دارد، که در طی آن تعداد بی‌شماری افراد متحمل قطع عضو می‌شدند. پژوهشگران در آن دوران با فیلم‌برداری از الگوی حرکات بدن در صفحات مختلف حرکتی، و نیز بهره‌گیری از ابزار الکترومیوگرافی به ارزیابی و مقایسه فرایند راه رفتن در افراد عادی و قطع عضو می‌پرداختند (۸). بدین ترتیب، با مشخص کردن پارامترهای غیر نرمال در این رابطه، راهکارهای متنوع در جهت ارتقاء کارایی، راحتی و زیبایی الگوی راه رفتن با پروتز ارائه می‌گردید. خوشبختانه امروزه به‌واسطه پیشرفت علم و فناوری و به طبع آن، روش‌های نوین طراحی، ساخت و آموزش‌های مربوط به استفاده بهینه از پروتز، می‌توان اشکالات الگوی راه رفتن با آن را به نحوی که حتی قابل تمایز از پای سالم نباشد، به حداقل میزان ممکن رسانید.

در سال‌های اخیر نیز پیشرفت فزاینده علم و فناوری، متخصصین را قادر به طراحی و ساخت پروتزهای اندام تحتانی با کارایی بسیار مطلوب گردانیده است. به بیان دیگر، هم فرایند طراحی و هم مراحل آموزش چگونگی به‌کارگیری پروتز در شرایط محیطی متنوع، علی‌رغم امکان پیشرفت در حوزه تعامل و کاربردپذیری، در حال حاضر از کیفیت بسیار بالایی برخوردار هستند. در این راستا می‌توان به ارتقاء مهارت‌های روانی - حرکتی (Psycho-motor Skills) افراد قطع عضو از طریق برقراری بازخورد حسی در برنامه آموزشی آن‌ها اشاره نمود، که البته مورد توجه بسیاری از متخصصین نیز قرار گرفته است (۹-۱۲). یافته‌های مطالعات بیانگر تأثیر قابل توجه بازخورد همزمان بصری بر اصلاح مؤلفه‌های مختلف حرکتی نظیر تعادل و هماهنگی، در افراد عادی و افراد دچار ناتوانی‌های مختلف جسمی می‌باشند (۱۳). بدیهی است که اصلاح فرایندهای شناختی مرتبط با درک وضعیت فیزیکی بدن و حرکت آن در فضای سه بعدی از جمله دلایل عمده در تأیید مطالب فوق می‌باشد. از آنجا که افراد در حالت عادی، حجم عمده‌ای از اطلاعات مربوط به محیط اطراف را از طریق

به‌صورت تناوبی پس از شروع، توسط یک مرکز عصبی واقع در نخاع (Central Pattern Generator) کنترل و تنظیم می‌شود. با این حال، توانایی فرد در نگهداری الگوی صحیح راه رفتن در برخی شرایط نظیر قطع عضو در اندام تحتانی، دچار اختلال می‌گردد. بازخورد همزمان بصری (Real-Time Visual Feedback) از جمله پارامترهایی است که در این خصوص طی سالیان اخیر مورد توجه بسیاری از محققین و متخصصین فعال در حیطه توانبخشی قرار گرفته است. در مجموع، استفاده از پروتزها سبب محدودیت‌هایی در راه رفتن افراد دچار قطع عضو در مقایسه با افراد سالم می‌شود که از جمله می‌توان به الگوی نامتقارن راه رفتن، کاهش سرعت و افزایش متابولیسم اشاره کرد. به‌طور کلی، انحرافات مربوط به راه رفتن با پروتز اندام تحتانی را می‌توان متأثر از عواملی چون اختلال در ایجاد گشتاورهای فعال مورد نیاز در مفاصل، حرکات اضافی ایجاد شده در سطح تماس بین پوست اندام و پروتز، محدودیت‌های مرتبط با ساختار مکانیکی و قطعات پروتز، بروز دردهای موضعی، نقص در عملکرد اندام تحتانی مقابل، و نیز اختلال در برقراری بازخورد بدنی - حسی (Somatosensory)، و آگاهی از زوایای نسبی و موقعیت اندام در فضای سه‌بعدی دانست (۲).

پیشرفت روزافزون دانش و فناوری، ارتقاء کیفیت و کارایی تکنیک‌های توانبخشی را طی سالیان اخیر به ارمغان آورده است. به‌طور کلی، هدف جامع فرایند توانبخشی، رسانیدن فرد مددجو به بالاترین میزان قابلیت‌های ممکن، و بازگرداندن عملکرد جسمی و ذهنی او به حداکثر شرایط مشابه با حالت نرمال می‌باشد. افراد دچار قطع عضو، به علت فقدان و یا نقص در عملکرد برخی مفاصل و اندام‌ها، دچار محدودیت‌های مختلف حرکتی در امور روزمره خود می‌باشند (۴، ۳). به‌واسطه ماهیت آسیب‌دیدگی و شرایط فیزیکی اندام‌ها، و نیز تنوع قابلیت‌ها و محدودیت‌های جسمانی، طراحی و ساخت پروتز و توانبخشی مبتنی بر آموزش جهت این گروه از افراد جامعه از اهمیت شایانی برخوردار بوده، به نحوی که زمینه همکاری گسترده متخصصین علوم و فنون مختلف را در عرصه‌های دانشگاهی و صنعتی فراهم آورده است.

از جمله موضوعات مورد توجه در این رابطه توانایی در حفظ تعادل و اصلاح الگوی راه رفتن در افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی می‌باشد (۷-۵). راه رفتن انسان بر روی دو پا نتیجه فرایند طولانی مدت تکامل اوست که نهایتاً منجر به حذف دست‌های او از سیستم

روش استاتیک و داینامیک (Acceptable Mean Residual > ۱)، در فضای تعریف شده با ابعاد ۴ متر طول، ۳ متر عرض و ۲ متر ارتفاع، مورد کالیبراسیون قرار می‌گرفتند. با استفاده از روش هیلن هیس (Helen Hayes) ۱۵ مارکر بر روی لندمارک‌های استخوانی پایین تنه بدن فرد چسبانده شده، تا بتوان حرکات مفاصل هیپ، زانو و مچ پای فرد و همچنین دیگر پارامترهای مورد نیاز را ردیابی کرد. قبل از شروع آزمایش، هر فرد به مدت ۱۰ دقیقه بر روی تردمیل راه می‌رفت، تا هم بتواند خود را با شرایط تست تطبیق دهد و اثر یادگیری نیز به حداقل ممکن برسد. همچنین در این مدت سرعت دلخواه خود را که معمولاً بین ۳/۷ - ۲/۹ کیلومتر بر ساعت است، بدست می‌آورد. سپس هر فرد ۴ تست زیر را به مدت ۵ دقیقه انجام داده که نهایتاً یک دقیقه میانی داده‌های کینماتیکی سه بعدی از آن استخراج شد:

- راه رفتن بدون بازخورد تصویری با سرعت دلخواه بر روی تردمیل  
 - راه رفتن با بازخورد تصویری خود فرد از نمای روبرو با سرعت دلخواه بر روی تردمیل  
 - راه رفتن با بازخورد تصویری خود فرد از نمای پشت با سرعت دلخواه بر روی تردمیل  
 - راه رفتن با بازخورد تصویری خود فرد از نمای پهلو با سرعت دلخواه بر روی تردمیل  
 در هنگام راه رفتن، یک مانیتور ۴۲ اینچ در جلوی تردمیل قرار داشت و فرد می‌توانست تصویر خود را که از زوایای مختلف، توسط یک دوربین فیلمبرداری دیجیتال گرفته می‌شد، در آن مشاهده کند. در مرحله بعد، جهت آنالیز داده‌های خام از نرم‌افزار VICON Workstation و مدل Plug in Gait کمک گرفته شد. با استفاده از داده‌های سه‌بعدی خط سیر هر مارکر، زوایای مچ پا، زانو و لگن و همچنین پارامترهای زمانی - مکانی راه رفتن هر فرد مانند طول گام، زمان گام و درصد زمانی مرحله‌ی اتکاء در ۳۰ چرخه راه رفتن به‌دست آمد. حذف نویز در داده‌های خام با روش باتروورت (Butterworth, Second Order) و با فرکانس Cutoff ۱۰ هرتز انجام پذیرفت. نهایتاً، برای تحلیل پارامترها و محاسبه آن‌ها از نرم‌افزار MATLAB، و پس از کنترل نرمال بودن داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk، تحلیل آماری با آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون Wilcoxon Signed-Rank Test انجام گردید.

حس بینایی دریافت می‌نمایند، دور از تصور نیست که مطالعات متنوعی نیز پیرامون چگونگی عملکرد این حس در رابطه با اصلاح مهارت‌های روانی-حرکتی در افراد نرمال و افراد دچار قطع عضو، مورد طراحی و اجراء قرار گیرند (۱۶-۱۴). محققین در این مطالعات پا را فراتر گذاشته و امکان کنترل پارامترهای مختلف حرکتی در اندام مصنوعی را از طریق پیام‌های ایجاد شده در سیستم مرکزی عصبی انسان و مراکز مختلف هماهنگی حسی-حرکتی بررسی نموده‌اند. با این وجود، پیچیدگی فرایندهای ذهنی و جسمی مربوطه، بسیاری از ابعاد این موضوع را کماکان ناشناخته باقی می‌گذارد. این مطالعه نیز، با هدف بررسی تأثیر بازخورد همزمان بصری بر پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دچار قطع عضو زیر زانو، مورد طراحی قرار گرفت.

## روش شناسی

این مطالعه در قالب نیمه‌تجربی- درون آزمودنی (Semi-experimental, Within Subject Design) مورد طراحی و اجرا قرار گرفت. تعداد شش مرد قطع عضو زیر زانوی یک طرفه (قد  $178 \pm 6$  سانتی‌متر و جرم  $84 \pm 5$  کیلوگرم) با تکمیل فرم رضایتنامه و آگاهانه در مطالعه شرکت نمودند. این افراد می‌باید دست کم به مدت یک سال از پروتز (اندام مصنوعی) فعلی خود با سیستم تعلیق عادی و یا سیلیکونی استفاده کرده و بدون نیاز به وسیله کمکی قادر به راه رفتن می‌بودند. برخورداری از حدت بینایی (Visual Acuity) نرمال، همچنین عدم وجود آسیب‌های اسکلتی عضلانی و هرگونه جراحی و آسیبی در بدن که موجب اختلال در نحوه راه رفتن عادی آن‌ها با پروتز مربوطه گردد از دیگر شرایط ورود به این مطالعه بودند. داده‌های مربوط به سمت قطع عضو، طول و قطر زانو و قطر مچ هر دو پای سالم و آسیب دیده و سرعت دلخواه راه رفتن برای هر فرد مورد سنجش قرار می‌گرفت. بروز هرگونه اشکال در ساختار پروتز، همچنین عدم تمایل افراد به ادامه، از جمله شرایط حذف آن‌ها از مطالعه در نظر گرفته شد.

در این تحقیق از سیستم آنالیز حرکت VICON با ۵ دوربین مادون قرمز با فرکانس ۱۰۰ هرتز جهت تصویربرداری از راه رفتن افراد بر روی تردمیل موتوردار استفاده شد. دوربین‌ها با فاصله ۴/۶ متر در اطراف تردمیل قرار داده شده و در ابتدای هر آزمایش به دو

## نتایج

حالت‌های مختلف برقراری بازخورد همزمان بصری در جدول ۲ ارائه گردیده است.

## بحث

هدف کلی این مطالعه، بررسی ارتباط پارامترهای کینماتیک راه رفتن در افراد دچار قطع عضو یک طرفه زیر زانو، با وجود یا عدم وجود بازخورد همزمان بصری از الگوی راه رفتن خود فرد از نماهای روبرو، پشت و نمای جانبی بود. همان‌طور که اشاره شد، تفاوت معنی‌دار تعدادی از پارامترها بین پای آسیب‌دیده و پای سالم در برخی حالت‌های برقراری بازخورد بصری به‌صورت آماری قابل اثبات بود، که در این رابطه می‌توان به مواردی چون فاز اتکاء و طول گام در نمای روبرو، و دامنه حرکتی مفصل مچ پا اشاره نمود. همچنین، آهنگ گام در هر چهار وضعیت با الگوی مشابه در هر دو پا ثبت شد. جهت ساخت مناسب پروتز، در تمامی آزمودنی‌ها طول هر دو پا دارای مطابقت کافی و قطر زانو بدلیل وجود لبه ساکت پروتز در پای آسیب‌دیده بیشتر بود. پای سالم در تمام وضعیت‌ها به‌طور معنی‌داری محدوده گسترده‌تری از حرکت در مچ پا داشت، که بدون شک، ساختار مصنوعی پنجه پا در سمت آسیب‌دیده (استفاده از مفصل تک محوری در پروتزهای آزمودنی‌ها در این مطالعه) و عدم قابلیت شبیه‌سازی کامل حرکات مچ پا در صفحه‌های مختلف حرکتی، دلیل

اطلاعات آنروپومتریک (Anthropometric) مربوط به شرکت‌کنندگان در جدول ۱ ارائه شده است. طول هر دو پا در تمامی آزمودنی‌ها دارای مطابقت کافی و قطر زانو در پای آسیب‌دیده بیشتر بود.

داده‌ها در برخی موارد معدود نظیر درصد فاز تکیه بر پای سالم در حالت بازخورد بصری روبرو و پشت و نیز محدوده حرکت زانو در پای آسیب‌دیده در حالت بدون بازخورد بصری (حالت کنترل در این مطالعه) فاقد توزیع نرمال بودند. نتایج آزمون ویلکاکسون، تفاوت معنی‌دار فاز اتکاء ( $p=0/031$ ;  $Z=0/923$ ) و طول گام ( $p=0/043$ ;  $Z=1/807$ ) بین پای سالم و پای آسیب‌دیده در وضعیت مواجهه با بازخورد از نمای روبرو را نشان داد (اشکال ۱ و ۲). همچنین دامنه حرکتی مچ پا در پای سالم در حالت کنترل ( $p=0/045$ ;  $Z=1/421$ )، نمای روبرو ( $p=0/027$ ;  $Z=0/579$ )، نمای پشت ( $p=0/023$ ;  $Z=-0/143$ ) و نمای جانبی ( $p=0/038$ ;  $Z=0/714$ ) با اختلاف معنی‌داری از پای آسیب‌دیده گسترده‌تر بود. آهنگ گام در هر چهار وضعیت با الگوی مشابه در هر دو پا ثبت شد (شکل ۳). همچنین، فاز اتکاء به‌طور کلی در پای سالم طولانی‌تر، و دامنه حرکتی مفصل ران در این پا محدودتر مشاهده شدند (شکل ۴). نتایج نهائی پردازش و ارزیابی داده‌های خام هر دو پای افراد در مقایسه با یکدیگر، در

جدول ۱

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

قد	وزن	سرعت عادی راه رفتن	قطر مچ پا	قطر زانو	طول پا	پای آسیب دیده (راست)
$178/00 \pm 6/75$	$84/00 \pm 5/25$	$2/78 \pm 0/37$	$7/17 \pm 0/68$	$13/00 \pm 0/57$	$93/50 \pm 5/43$	
			$7/67 \pm 0/47$	$12/00 \pm 0/81$	$93/67 \pm 5/58$	پای سالم (چپ)

واحد مقادیر قد، طول، و قطر: (cm)، وزن: (Kg)، و سرعت: (km/h) می‌باشد.

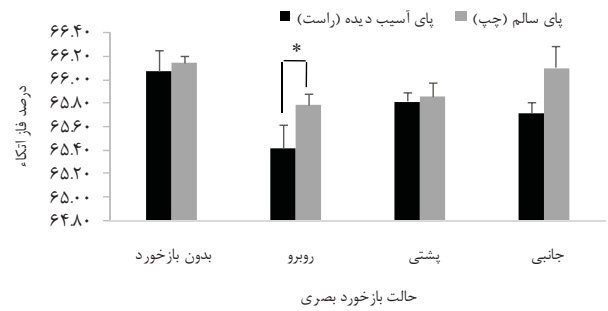
جدول ۲

نتایج آزمون آماری ویلکاکسون

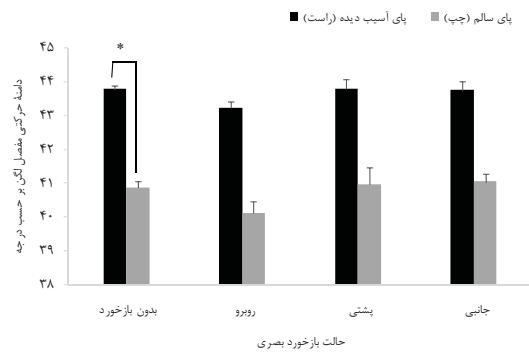
زاویه لگن Sig.	زاویه زانو Sig.	زاویه مچ پا Sig.	آهنگ گام Sig.	طول گام Sig.	فاز اتکاء Sig.	نوع بازخورد بصری
0/07	0/75	0/04	0/27	0/60	0/34	بدون بازخورد
0/11	0/91	0/02	0/10	0/04	0/03	نمای روبرو
0/32	0/75	0/02	0/59	0/60	0/24	نمای پشت
0/24	0/89	0/03	0/35	0/91	0/11	نمای جانبی



شکل ۲. مقایسه طول گام بین پای سالم و پای آسیب دیده



شکل ۱. مقایسه درصد فاز اتکاء بین پای سالم و پای آسیب دیده



شکل ۴. مقایسه دامنه حرکتی مفصل لگن بین پای سالم و پای آسیب دیده



شکل ۳. مقایسه آهنگ گام بین پای سالم و پای آسیب دیده

نکته قابل تأمل پیرامون آهنگ گام در هر دو پای این افراد تطابق نسبتاً کامل آن در هر چهار حالت برقراری بازخورد بصری است. البته، همانند طول گام، آهنگ آن نیز در نمای روبرو در مقایسه با دیگر وضعیت‌ها سریعتر بوده، که با فرض بیان شده در خصوص طول گام، این یافته نیز مؤید احساس نوعی عدم ثبات در حالت مشاهده از نمای روبرو می‌باشد. در خصوص دامنه حرکت در لگن نیز یافته‌ها بیانگر بیشتر بودن آن در پای آسیب دیده در کلیه افراد و نیز در نمای حالات برقراری بازخورد بصری بود. این نکته بیانگر احتمال تلاش فرد برای جبران محدودیت‌های موجود در مفصل مچ پای پروتزی (که مصنوعی بوده و در تمامی صفحات حرکتی محدودتر از مفصل مچ پای طبیعی است)، و نیز محدودیت ایجاد شده در مفصل زانو، با استفاده از آزادی حرکت موجود در لگن خود می‌نماید. در مطالعه‌ای مشابه بر روی توان‌خواهان دچار سکتۀ مغزی، Mirelman و همکاران نیز شرایط مشابه‌ای در مفصل لگن مشاهده کردند (۳). البته، شایان ذکر است که این حالت در راه رفتن افراد دچار قطع عضو در سطوح بالای زانو مشهودتر است.

پائین بودن حجم نمونه، محدود بودن به قطع عضو زیر زانوی سمت راست در آزمودنی‌ها و نیز استفاده از یک نوع خاص پروتز (مکانیسم تعلیق با شل سیلیکونی) در آنان، از جمله محدودیت‌های این مطالعه

اصلی این وضعیت می‌باشد.

فاز اتکاء در پای سالم طولانی‌تر و دامنه حرکتی مفصل ران در این پا محدودتر مشاهده شدند. به عبارت دیگر، آزمودنی‌ها برای برداشتن پای سالم خود از روی زمین دچار کمی تأخیر کلی بوده‌اند. در این رابطه، فرد دچار قطع عضو برای حفظ بیشتر ثبات و تعادل هنگام راه رفتن احتمالاً بیشتر بر روی پای سالم خود تکیه می‌کند. این نکته در راستای نتایج مطالعه Katsavelis و همکاران می‌باشد، البته با این تفاوت که مطالعه مذکور در مورد افراد سالم انجام شده بود (۱۲). در خصوص طول گام، نمای روبرو کوتاه‌ترین میزان را نسبت به دیگر حالت‌ها نشان می‌داد. به بیان دیگر، افراد در حالت نمای روبرو دچار نوعی عدم ثبات بودند. در حالت کلی هنگامی که فرد، به‌طور مثال، در تصویر پای راست خود را مطابق با پای چپ واقعی خود می‌بیند (بازخورد از نمای روبرو، مانند آینه)، احتمال روی دادن این حالت قوت بیشتری پیدا می‌کند. حال با تصور پویا بودن این بازخورد و عدم توانایی فرد در تحلیل همزمان داده‌های مربوط به الگوی راه رفتن خود، نتایج به‌دست آمده در این مطالعه به راحتی قابل توضیح خواهند بود. Kim و همکاران نیز در بررسی تأثیر ایجاد اختلال بصری در الگوی راه رفتن افراد عادی به نتایج مشابه دست پیدا کرده بودند (۱۰).

به‌شمار می‌روند.

## نتیجه‌گیری نهایی

فاز اتکاء و طول گام در وضعیت مواجهه با بازخورد از نمای روبرو به‌طور قابل توجهی در پای سالم بیشتر از پای آسیب‌دیده بودند. دامنه حرکتی مفصل ران و مچ پا در پای دچار قطع عضو به‌طور کلی به ترتیب گسترده‌تر و محدودتر از پای مقابل ثبت شدند. آهنگ گام نیز در تمامی حالات آزمایش در هر دو پا دارای الگوی مشابه بود. با عنایت به یافته‌های این مطالعه و کاربردی بودن آن در مراکز ارائه خدمات توانبخشی به افراد قطع عضو، توصیه می‌شود مطالعاتی از این نوع در مورد سایر انواع قطع عضو (نظیر بالای زانو و یا قطع از ناحیه لگن)، طراحی و مورد اجرا قرار گیرد. در حال حاضر در اکثر مراکز ارائه ساخت اندام‌های مصنوعی، مرحله آموزش افراد برای راه رفتن با پروتز ساخته شده پتانسیل بیشتری را جهت توجه و ارتقاء کیفیت

نهائی خدمات ارائه شده دارد. لذا پیشنهاد می‌شود با تجهیز این مراکز به امکانات اولیه فیلم‌برداری و پخش تصاویر (چه بصورت همزمان، چه با تأخیر زمانی) زمینه برای بررسی و اصلاح هرچه کامل‌تر الگوی راه رفتن افراد مددجو توسط کارشناسان ساخت پروتز فراهم گردد.

## تقدیر و تشکر

این مطالعه با تأیید شورای پژوهشی گروه آموزشی ارگونومی در دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی و حمایت مالی معاونت محترم تحقیقات و فناوری این دانشگاه مورد اجرا قرار گرفت. همچنین این پژوهش بدون پشتیبانی متخصصین مرکز توانبخشی کوثر و قبول زحمت مراجعین محترم آن مرکز امکان طراحی و اجرا با شرایط فوق را نمی‌داشت، که بدین وسیله از زحمات کلیه عزیزان تشکر و تقدیر به‌عمل می‌آید.

## References

- Mirelman A. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individual's post-stroke. *Gait Posture* 2010;31(2):433-437.
- Zhou H, Hu H. Human motion tracking for rehabilitation. *Biomed Sig Proc Cont* 2008;3(5):1-18.
- Grady S. *Virtual reality: simulating and enhancing the world with computers*, New York: Facts on Life, Inc;2003:P.83.
- Hodge E, Collins S, Giordano T. *The virtual worlds*. Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers;2011:P.95.
- Lotan M, Yalon-Chamovitz S, Weiss P. Virtual reality as means to improve physical fitness of individuals at a severe level of intellectual and developmental disability. *Res Dev Disabil* 2008;3(4):869-874.
- Levac D. Exploring children's' movements characteristics during virtual reality video game play. *Hum Movement Sci* 2010;133(4):183-190.
- Bimber O, Raskar R. *Spatial augmented reality*. Wellesley: A K Peters; 2005:P.67.
- Horlings C. Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance. *Neurosci Lett* 2009;451(5):227-231.
- Park K. Virtual reality application in role-plays of social skills training for schizofemia. *Psychiat Res* (2011);189(3):166-172.
- Kim S, Krebs H. Effects of implicit visual feedback distortion on human gait. *Exp Brain Res* 2012;218(3):495-502.
- Wuang Y, Chiang C, Su C. Effectiveness of virtual reality using wii gaming technology in children with down syndrome. *Res Deve Disabil* 2011;32(2):312-321.
- Katsavelis D, Mukherjee M. Variability of lower extremity joint kinematics during backward walking in a virtual environment. *Nonlinear Dynam* 2010;14(2):165-178.
- Janssen L, Verhoeff L, Horlings C. Directional effects of bio-feedback on trunk sway during gait tasks in healthy subjects. *Gait Posture* 2009;29(4):575-581.
- Whelan L, Wagner N. Technology that touches lives: tele-consultation to benefit persons with upper limb loss. *Int J Telerehab* 2011;3(1):19-22.
- Ustinova K. Effect of viewing angle on arm reaching angle while standing in a virtual environment. *Acta Psychol* 2010;29(3):180-190.
- Wheeler J, Shull P. Real-time knee adduction moment feedback for gait retraining through visual and tactile displays. *J Biomed Eng*. 2011;33(2):137-141.

## Trans-Tibial Amputee Gait Correction through Real-Time Visual Feedback

Seyyed Farhad Tabataba Ghomshe<sup>1</sup>,  
Reza Osqueizadehi<sup>1\*</sup>,  
Seyyedeh Hoda Nabavi<sup>1</sup>

*1. Department of Ergonomics,  
University of Social Welfare &  
Rehabilitation Sciences,  
Tehran, Iran.*

\* Corresponding author:

Department of Ergonomics, University of  
Social Welfare & Rehabilitation Sciences,  
Tehran, Iran  
Tel: 021 - 22180119  
Email: Re.osqueizadeh@uswr.ac.ir

### Abstract

Received: March 15, 2015 Accepted: June 19, 2015

**Objective:** The present paper reports on program of work undertaken to evaluate the effect of real time visual feedback on kinematics of prosthetic gait.

**Method:** A total of 6 below-knee male amputees were included in the study. Each individual underwent three trials of self-selected speed treadmill walking, in which real time visual feedback was provided from forward, backward, and lateral views, together with a control trial without any visual feedback. Kinematic reference values were captured via VICON motion analysis system, and one-minute slots of data sets were processed by its Workstation software (Plug in Gait), which were then statistically analyzed running Wilcoxon Signed-Rank Test.

**Results:** Statistical analyses revealed significant differences in stance phase ( $Z=0.923$ ,  $p=0.031$ ) and stride length ( $Z=-1.807$ ,  $p=0.043$ ) between normal and affected sides in front visual feedback mode. Stance phase was generally extended on normal legs, and there appeared to be reductions in hip joint range of motion on affected limbs. Stride time followed relatively comparable patterns in both sides across all trials.

**Conclusion:** The results suggest that providing visualization in the context of amputee gait rehabilitation may provide an effective way to help subjects correct gait patterns and thereby it may improve the outcome of rehabilitation.

**Keywords:** Gait pattern, Kinematics, Below knee amputee, Visual feedback

مهندس هدی نبوی، کارشناس ارشد مهندسی ورزش از دانشگاه صنعتی امیرکبیر در سال ۱۳۹۱. زمینه تحقیقاتی مورد علاقه: آنالیز حرکات ورزشی و بیومکانیک اندام تحتانی. دارای ۱ کتاب تألیفی: سیستم آنالیز حرکت (انتشارات حتمی)، ۲ مقاله ISI و ۱۰ مقاله ارائه



شده در مجلات و همایش‌های داخلی.

آقای دکتر سید فرهاد طباطبائی قمشه، عضو مرکز تحقیقات توانبخشی اعصاب اطفال و دانشیار گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، دارای مدرک دکترای تخصصی مهندسی پزشکی گرایش بیومکانیک در سال ۱۳۸۳ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر می‌باشد.



ایشان اولین فارغ‌التحصیل بیومکانیک در کشور هستند. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه: بیومکانیک و تحلیل حرکت در توانبخشی و ورزش، کنترل حرکت، بیومکانیک ارتوپدی. ایشان داری دو تألیف کتاب سه جلد ترجمه در زمینه‌های بیومکانیک توانبخشی و ارگونومی و بیش از ۱۵۰ مقاله داخلی و بین‌المللی هستند.

مهندس رضا اسکوئی‌زاده، عضو کادر علمی گروه آموزشی ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، دارای مدرک کارشناسی ارشد ارگونومی از دانشگاه Loughborough انگلستان. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه: آنترپومتری، طراحی محصول و ایستگاه‌های کاری، و تعامل انسان-کامپیوتر. دارای ۴ مقاله علمی-پژوهشی، ۲ مقاله PubMed، و ۹ مقاله ارائه شده در همایش‌های ملی و بین‌المللی.

