



# Effect of Fitted Socket Prosthesis on Gait, Performance and Satisfaction Parameters in Below Knee Amputees

## ARTICLE INFO

### Article Type

Case Report

### Authors

Nasari M.<sup>1</sup> MSc,  
Kheyri F.<sup>2</sup> MSc,  
Nabavi H.<sup>3</sup> MSc,  
Safari M.R.\* PhD

### How to cite this article

Nasari M, Kheyri F, Nabavi H, Safari MR. Effect of Fitted Socket Prosthesis on Gait, Performance and Satisfaction Parameters in Below Knee Amputees. Iranian Journal of War & Public Health. 2015;7(1):49-55.

\*Orthotics and Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran  
<sup>1</sup>Orthotics and Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran  
<sup>2</sup>Omid Technical Orthopedic Clinic, Tehran, Iran  
<sup>3</sup>Ergonomics Department, Rehabilitation Faculty, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

### Correspondence

Address: Orthotics and Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Koodakyar Street, Velenjak, Tehran, Iran  
Phone: +98 2122180010  
Fax: +98 2122180010  
mo.safari@uswr.ac

### Article History

Received: October 27, 2014  
Accepted: December 22, 2014  
ePublished: February 19, 2015

## ABSTRACT

**Aims** Amputation of the lower limbs may lead to physical, psychological and physiological changes in amputated person. This study aimed to investigate the relationship between prosthetic socket status and walking characteristics, the performance and satisfaction of below knee amputees.

**Materials & Methods** This study was done from the beginning of October to mid-January 2013 at the Red Crescent Society and the University of Social Welfare and Rehabilitation. Samples were selected using convenient sampling. To evaluate the amputee's performance, comfort and satisfaction were measured by Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and Socket Comfort Score scale. The final analysis of the data was performed using SPSS 19 software and non-parametric Wilcoxon test to compare two related samples in repeated measurements.

**Findings** Satisfaction with the fitted socket prosthesis was  $28.5 \pm 1.98$  and non-fitted was  $22.66 \pm 3.55$  ( $p=0.026$ ). Performance restriction using fitted socket prosthesis was  $2.50 \pm 2.07$ , and using non-fitted socket prosthesis was  $8.33 \pm 1.86$  ( $p=0.024$ ). Psychosocial adaptation using fitted socket prosthesis was  $1505 \pm 5.16$  and using non-fitted socket prosthesis was  $14.33 \pm 4.08$  which was not significantly different ( $p=0.5$ ). The difference between convenience of amputee using fitted socket prosthesis ( $8.16 \pm 0.75$ ) and non-fitted socket prosthesis ( $5.23 \pm 0.82$ ) was significant ( $p=0.026$ ).

**Conclusion** There is a direct relationship between patient's feeling comfortable during gaiting and convenience and fitting of prosthetic socket, but there is no relationship between spatial-temporal parameters and speed of walking, except maximum knee folding asymmetry index in the static phase.

**Keywords** Knee; Amputees; Gait; Prosthesis Implantation

## CITATION LINKS

[1] Body image: The lower-limb ... [2] Training booklet for physicians' health monitoring ... [3] Energy expenditure and biomechanical characteristics of ... [4] A comparison of trans-tibial amputee suction and ... [5] Socket Considerations for the Patient With a Transtibial ... [6] Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after ... [7] Issues of importance reported by persons with ... [8] Quality of life following lower limb amputation for ... [9] Effects of changes in cadence, prosthetic componentry, and time on ... [10] Residual limb volume change: Systematic review of ... [11] Changes in interface pressures and shear stresses over time on ... [12] Alignment of lower-limb ... [13] Load transfer mechanics between ... [14] The effect of prosthetic mass properties on the gait of ... [15] Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at ... [16] Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in ... [17] Gait analysis and energy cost of below-knee amputees ... [18] The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and ... [19] The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on ... [20] Energy expenditure during ... [21] Interface pressures and shear stresses at thirteen socket sites on ... [22] Normal and shear stresses on a residual limb in ... [23] Developments in ... [24] Pressure characteristics at the stump/socket interface in ... [25] Development and psychometric evaluation of ... [26] Factor structure of the Trinity Amputation and ... [27] Cross-cultural adaptation and ... [28] Prosthetic socket fit comfort ... [29] Gait analysis in children and uncertainty assessment for ... [30] A gait analysis data collection and ... [31] Below-knee amputee gait with ... [32] A systematic literature review of the effect of ... [33] Biomechanical parameters of ... [34] Modeling and simulation of ... [35] Gait Comparisons for Below-Knee Amputees Using a ... [36] Centre of pressure displacements in ... [37] Control of lateral balance in walking ... [38] Influence of prosthesis ... [39] Variability and stability analysis of walking of transfemoral ...

## تاثیر پروتز با کاسه متناسب بر ویژگی‌های راهرفتن، سطح عملکرد و رضایت افراد قطع عضو زیر زانو

مهدی ناصری MSc

گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

فاطمه خیری MSc

کلینیک ارتوپدی فنی امید، تهران، ایران

هدی نبوی MSc

گروه ارگونومی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

محمد رضا صفری \* PhD

گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

### چکیده

**اهداف:** قطع عضو در اندام تحتانی منجر به تغییرات فیزیکی، روانی و فیزیولوژیک در فرد مبتلا به قطع عضو می‌شود. این مطالعه با هدف بررسی ارتباط بین وضعیت تناسب کاسه پروتزی و ویژگی‌های راهرفتن، سطح عملکرد و میزان رضایت افراد قطع عضو زیر زانو انجام گرفت.

**مواد و روش‌ها:** این مطالعه از ابتدای مهر تا نیمه دی ۱۳۹۲ در جمعیت هلال احمر و دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شد. نمونه‌گیری به صورت در دسترس (غیراحتمالی ساده) انجام شد. برای ارزیابی نتایج مربوط به راحتی کاسه از پرسش‌نامه مقیاس سه بُعدی قطع عضو و تجربه پروتز و مقیاس راحتی سوکت استفاده شد. بررسی نرمال بودن داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک انجام شد. تجزیه و تحلیل نهایی داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS 19 و آزمون غیرپارامتری ویلکاکسون به منظور مقایسه دو نمونه وابسته در آزمون‌های مکرر انجام شد.

**یافته‌ها:** رضایتمندی افراد با استفاده از کاسه پروتزی متناسب  $28/5 \pm 1/97$  و نامتناسب  $22/66 \pm 3/55$  بود ( $p=0/026$ ). محدودیت عملکردی با استفاده از کاسه پروتزی متناسب  $2/50 \pm 2/07$  و نامتناسب  $8/33 \pm 1/86$  بود ( $p=0/024$ ). تطابق روانی-اجتماعی فرد با استفاده از کاسه پروتزی متناسب  $15/5 \pm 5/16$  و نامتناسب  $14/33 \pm 4/08$  بود که تفاوت معنی‌داری نداشت ( $p=0/5$ ). تفاوت بین راحتی فرد قطع عضو هنگام استفاده از پروتز با کاسه متناسب ( $8/16 \pm 0/75$ ) و نامتناسب ( $5/33 \pm 0/82$ ) معنی‌دار بود ( $p=0/026$ ).

**نتیجه‌گیری:** بین احساس راحتی بیمار در هنگام گام برداشتن و راحتی و تناسب کاسه پروتزی ارتباط مستقیم وجود دارد ولی بین شاخص‌های فضای-زمانی و سرعت راهرفتن، به غیر از شاخص تقارن حداکثر ناشدن زانو در فاز ایستایی، تفاوتی بین کاسه متناسب و نامتناسب وجود ندارد.

**کلیدواژه‌ها:** زانو؛ فرد قطع عضو؛ گام؛ پروتزگذاری

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۰۸/۰۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۰۱

\* نویسنده مسئول: mo.safari@uswr.ac

### مقدمه

قطع عضو در اندام تحتانی منجر به تغییرات فیزیکی، روانی و فیزیولوژیک در فرد مبتلا به قطع عضو می‌شود<sup>[1]</sup>. بعد از این اتفاق، فرد مبتلا به قطع عضو باید بیاموزد تا با توجه به محدودیت‌های به‌وجودآمده به فعالیت‌های خود ادامه دهد. طبق آمار مرکز گروه‌های خاص جانبازی بنیاد شهید حدوداً ۱۱۵۱۷ فرد مبتلا به قطع عضو اندام تحتانی در ایران وجود دارند که شامل سطوح مختلف قطع عضو مانند مچ پا، زیر زانو، روی زانو، بالای زانو و لگن می‌شوند<sup>[2]</sup>. تحقیقات نشان می‌دهد که میزان ابتلا به قطع عضو زیر زانو در اثر عواملی مانند افزایش سن، حوادث رانندگی و بیماری‌های عروقی رو به افزایش است<sup>[3]</sup>. قطع عضو در اندام تحتانی موجب ناتوانی عملکردی نسبتاً شدید شده و کل مکانیسم حرکتی بدن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. انجام یک روند توانبخشی جامع و خصوصاً تهیه یک پروتز مناسب در بازگردانی فعالیت‌های روزانه فرد مبتلا به قطع عضو نقش مهمی دارد<sup>[4]</sup>. کاسه پروتزی یکی از مهم‌ترین بخش‌های پروتز زیر زانو محسوب می‌شود که نقش مهمی در انتقال وزن صحیح و توزیع فشار مناسب روی باسمه ایفا می‌کند، از این رو کیفیت تناسب کاسه پروتزی در امر توانبخشی فرد مبتلا به قطع عضو از اهمیت بالایی برخوردار است<sup>[5,6]</sup>.

بررسی وضعیت زندگی افراد مبتلا به قطع عضو نشان‌دهنده نقش مهم کاسه پروتزی در بازگرداندن فرد به فعالیت‌های سابق او در زندگی روزمره است<sup>[7]</sup>. برهم‌خوردن تناسب کاسه در اثر عواملی مانند کاهش اِدم مشکل رایج بیماران قطع عضو است که استقلال فرد را تحت تاثیر قرار می‌دهد<sup>[8]</sup>.

کاسه یکی از اجزای مهم پروتز است که محلی برای انتقال وزن و نیروی عکس‌العمل زمین بین باسمه و پروتز است. کاسه قسمتی است که با عضو باقی‌مانده در تماس است، اندازه و شکل نامناسب کاسه سبب ناراحتی، درد و التهاب پوست می‌شود<sup>[9]</sup>. با طراحی مناسب کاسه، انتقال مناسب وزن، راحتی، ثبات و کنترل حرکتی کافی فراهم می‌شود. اگر فشار بالایی از جانب کاسه پروتزی به صورت متناوب یا دائمی به پوست و بافت نرم باسمه اعمال شود، خطر زخم پیش می‌آید. ثبات حجم باسمه پیش‌نیاز تماس کامل و سفتی میان باسمه و کاسه است<sup>[9]</sup>. باسمه‌ای که ثبات حجم نسبی دارد با گذر هفته‌ها یا ماه‌ها دچار تغییرات حجم روزانه و درازمدت می‌شود<sup>[10]</sup>. بنابراین ایجاد و حفظ تناسب باسمه و کاسه امری دشوار است زیرا باید یک جسم جامد با حجم ثابت بخش زنده‌ای از بدن را که دائماً در حال تغییر حجم است در برگیرد<sup>[10,11]</sup>.

عدم تناسب کاسه منجر به تاخیر در روند بهبود زخم‌های انتهایی باسمه می‌شود که این مساله در مورد افراد مبتلا به بیماری‌های عروقی بسیار خطرناک است. همچنین، عدم تناسب کاسه موجب افزایش حرکات بیستونی باسمه درون کاسه می‌شود که علاوه بر ناراحتی، موجب تاثیر روی راهرفتن بیمار نیز می‌شود<sup>[9]</sup>.

اما پس از مدت ۳ ماه نمونه‌گیری و بررسی ۷۰ نفر فرد قطع عضو زیر زانو، ۶۴ نفر به علت نداشتن شرایط ورود و محدودیت‌های اجرایی، از پژوهش خارج شدند و ۶ نفر مرد مورد مطالعه قرار گرفتند. همه افراد حاضر در این پژوهش مبتلا به قطع عضو در اثر حادثه (تصادف، سوختگی و غیره) بودند. معیارهای ورود به مطالعه قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو، استفاده از کاسه پی‌تی‌بی، تصمیم قطعی بر تعویض کاسه پروتزی به دلیل برهم‌خوردن تناسب (در اثر تغییرات حجم باسمه)، حداقل یک‌سال استفاده از پروتز کنونی و سلامت کامل باسمه بودند. افراد دچار اختلالات روانی، زخم‌های پوستی و انقباض ناشدن ثابت‌شده در مفاصل لگن یا زانو به مطالعه وارد نشدند. همه داوطلبان در اثر گشادشدن کاسه و به‌هم‌خوردن تناسب پروتزی، به مرکز پروتز هلال احمر مراجعه کرده و قصد تعویض کاسه را داشتند. هیچ‌گونه مشکل دیگری در پروتز این افراد اعم از شکستگی پنجه یا کاسه و غیره مشاهده نشد. داوطلبان بعد از تکمیل فرم رضایت‌نامه و تایید آن توسط کمیته اخلاقی، بر اساس معیارهای ذکرشده وارد مطالعه شدند.

برای ارزیابی نتایج مربوط به راحتی کاسه از پرسش‌نامه مقیاس سه بُعدی قطع عضو و تجربه پروتز یا (Trinity TAPES Amputation and Prosthesis Experience Scales) و مقیاس SCS یا (Socket Comfort Score) استفاده شد. این پرسش‌نامه در ۳ بخش تنظیم شده است. در بخش اول، میزان تطابق فرد با قطع عضو و استفاده از پروتز، در بخش دوم میزان محدودیتی که در اثر قطع عضو و استفاده از پروتز برای فرد حاصل شده و در بخش سوم میزان رضایت فرد از جنبه‌های مختلف پروتز ارزیابی شد. پرسش‌نامه TAPES ابزار سنجش معتبر و تکرارپذیر بین افراد است. بومی‌سازی این پرسش‌نامه در ایران صورت گرفته و روایی و پایایی آن تایید شده است [25-27]. SCS مقیاسی پایا از صفر تا ۱۰ است که عدد صفر به پایین‌ترین میزان راحتی کاسه و عدد ۱۰ به بهترین حالت راحتی کاسه تعلق می‌گیرد [28].

از فرد تقاضا شد که پرسش‌نامه TAPES را تنها یا با کمک و توضیح فرد نمونه‌گیر پُر کند. سپس از افراد پرسیده شد که از نظر میزان راحتی به کاسه‌ای که در حال استفاده از آن بود، نمره‌ای از صفر تا ۱۰ بدهد. همچنین، از بیمار سؤال شد که برای بهتر شدن تناسب کاسه خود از چند لایه جوراب استفاده می‌کند. از فرد شرکت‌کننده خواسته شد که با پروتز خود که کاسه آن تناسب خوبی نداشت در مسیری ۱۰ متری که در آن دوربین‌های دستگاه آنالیز حرکت وایکون (Oxford Metrics؛ انگلستان) قرار گرفته بودند، راه برود. این دستگاه از یک مسیر برای راه‌رفتن افراد، ۵ دوربین مادون قرمز با خاصیت ضبط تصاویر به‌صورت سه‌بُعدی برای ثبت و تجزیه حرکات و همچنین ۲ صفحه نیرو برای اندازه‌گیری نیروها تشکیل شده است که این حرکات توسط نشانگرهای انعکاس‌دهنده نور ثبت شدند. سرعت راه‌رفتن شرکت‌کننده معادل سرعت انتخابی

نوسان حجم، مشکل‌سازترین عاملی است که می‌تواند منجر به برهم‌خوردن تناسب کاسه شود [8]. فشار کاسه روی باسمه عامل اصلی تغییر حجم است و افزایش فشار روی اندام موجب کاهش بیشتر حجم اندام می‌شود. همچنین، نوسان حجم می‌تواند موجب افزایش فشار در نواحی مشخص شود، زیرا باسمه بیشتر به درون سوکت فرو می‌رود، فشار روی نواحی استخوانی برجسته‌تر بیشتر می‌شود و در نهایت افزایش درد و تخریب بافتی را در طولانی‌مدت به دنبال خواهد داشت.

ارزیابی تناسب و راحتی کاسه افراد مبتلا به قطع عضو معمولاً از طریق شکایت بیمار و تجربه پروتزیست صورت می‌گیرد [12]. البته روش‌های متفاوتی مثل استفاده از علایم و نشانه‌ها در انتهای باسمه و کاسه، بررسی فشارها و بی‌ثباتی باسمه به‌منظور بررسی تناسب کاسه تاکنون مورد آزمایش قرار گرفته است که پایایی و روایی هیچ‌کدام تاکنون به اثبات نرسیده است و هنوز هم بیمار بهترین مرجع برای کسب اطلاعات درمورد تناسب کاسه است [13].

امروزه، برای طراحی یک کاسه پروتزی مناسب به تحلیل بیومکانیک صحیح در مورد ارتباط کاسه و باسمه نیازمندیم. استفاده از روش بررسی راه‌رفتن می‌تواند به بررسی تغییرات وضعیت کاسه در حالت پویا و ایستای راه‌رفتن کمک کرده و متغیرهای حرکتی و جنبشی را نیز مورد تجزیه و تحلیل قرار دهد.

مطالعات پیشینی در رابطه با وضعیت راه‌رفتن افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو بیشتر به بررسی ناهنجاری‌های راه‌رفتن این افراد پرداخته است و نکته مهم در این مطالعات، یافتن ارتباط بین قطعات پروتزی مختلف و راه‌رفتن، راستای کاسه پروتزی و آثار آن بر راه‌رفتن، طراحی‌های مختلف کاسه پروتزی و تأثیر آن بر راه‌رفتن، مواد سازنده کاسه‌ها پروتزی و غیره بوده است [3, 14-20].

از طرف دیگر، مطالعاتی با موضوع تناسب پروتزی نیز بیشتر در زمینه‌های چگونگی اندازه‌گیری تناسب پروتزی، نحوه توزیع فشارها درون کاسه و رفع مشکلات برهم‌زننده تناسب پروتزی مانند نوسانات حجم بوده است [9, 11, 15, 21-24]؛ در حالی که تاکنون تحقیقی که نشان‌دهنده ارتباط بین حرکتی راه‌رفتن و تناسب پروتزی و تأثیرپذیری این دو بر یکدیگر باشد، صورت نگرفته است و جای خالی این مساله در مطالعات حاضر به چشم می‌خورد.

این مطالعه با هدف بررسی ارتباط بین وضعیت تناسب کاسه پروتزی و ویژگی‌های راه‌رفتن، سطح عملکرد و میزان رضایت افراد قطع عضو زیر زانو انجام گرفت.

## مواد و روش‌ها

این مطالعه از ابتدای مهر تا نیمه دی ۱۳۹۲ در جمعیت هلال احمر و دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شد. نمونه‌گیری به‌صورت در دسترس (غیراحتمالی ساده) انجام شد. حجم نمونه با استفاده از فرمول  $n = (Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 / \alpha^2$  حداقل ۲۵ نفر تعیین شد.

آزمون غیرپارامتری ویلکاکسون به منظور مقایسه دو نمونه وابسته در آزمون‌های مکرر انجام شد.

### یافته‌ها

میانگین سن افراد شرکت‌کننده ۳۵/۵±۹/۹ سال، وزن ۱۳/۳±۷/۲ و مدت‌زمان استفاده از پروتز قبلی ۵/۵±۲/۹ سال بود. رضایتمندی افراد با استفاده از کاسه پروتزی متناسب ۲۸/۵±۱/۹۷ و نامتناسب ۲۲/۶۶±۳/۵۵ بود (p=۰/۰۲۶). محدودیت عملکردی با استفاده از کاسه پروتزی متناسب ۲/۵±۲/۰۷ و نامتناسب ۸/۳۳±۱/۸۶ بود (p=۰/۰۲۴). تطابق روانی-اجتماعی فرد با استفاده از کاسه پروتزی متناسب ۱۵/۵±۵/۱۶ و نامتناسب ۱۴/۳۳±۴/۰۸ بود که تفاوت معنی‌داری نداشت (p=۰/۰۵). تفاوت بین راحتی فرد قطع عضو هنگام استفاده از پروتز با کاسه متناسب (۸/۱۶±۰/۷۵) و نامتناسب (۵/۳۳±۰/۸۲) معنی‌دار بود (p=۰/۰۲۶). هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در مقایسه میانگین شاخص تقارن متغیرهای فضایی-زمانی هنگام استفاده از پروتز با کاسه متناسب و نامتناسب وجود نداشت. شاخص تقارن طول گام هنگام استفاده از پروتز با کاسه متناسب ۹/۲۵±۴/۴۵ و نامتناسب ۱۳/۷۹±۱۰/۳۲ بود (p=۰/۰۲۴۹). سرعت راه‌رفتن با استفاده از پروتز با کاسه متناسب ۱/۰۱۶±۰/۲۲۲ متر بر ثانیه و نامتناسب ۱/۰۳۴±۰/۲۱۷ بود (p=۰/۰۳۴۵). آهنگ حرکت با استفاده از پروتز با کاسه متناسب ۷۱/۷۵±۱۵/۷۰ و نامتناسب ۷۱/۳۸±۱۳/۲۶۶ قدم در دقیقه بود (p=۰/۰۷۵۳). میزان تاشدن زانو در فاز ایستاده (مرحله پذیرش وزن) با استفاده از پروتز با کاسه متناسب ۳۳/۴۸۷±۳۲/۰۴۱ درجه و نامتناسب ۷۸۱/۷۸±۸/۹۴۶ درجه بود (p=۰/۰۴۶). سایر شاخص‌های تقارن زوایای مفاصل ران و زانو با استفاده از پروتز با کاسه متناسب و نامتناسب تفاوت معنی‌داری نداشتند (p>۰/۰۵).

### بحث

راحتی کاسه با سه مفهوم استحکام و ثبات کاسه نگهدارنده عضو باقی‌مانده که یک موضوع عینی است، عدم وجود درد و راحتی که موضوع‌های ذهنی هستند، قابل تعریف است [28]. افرادی که در این تحقیق شرکت کردند، اذعان داشتند که سفتی کاسه آنها به هم خورده و گشاد شده است که یک برداشت عینی است. همچنین با توجه به شاخص‌های ذهنی ارزیابی‌شده توسط پرسش‌نامه تپس مانند معیار راحتی و میزان محدودیت عملکردی کاسه پروتزی باید به این نکته اشاره کرد که تفاوت این موارد با استفاده از کاسه متناسب و نامتناسب پروتزی از لحاظ آماری معنی‌دار بود که حاکی از ارتباط مستقیم بین موارد عینی و ذهنی دخیل در تناسب کاسه است. همچنین، وضعیت تناسب کاسه

خود شخص بود. این تست در مورد هر شرکت‌کننده ۳ بار تکرار شد. نحوه اتصال نشانگرها به بدن فرد شرکت‌کننده طبق روش هلن-هیز (Helen-Heys) [29, 30] روی مفصل متاکارپوفالانژیال پای چپ و راست، سمت داخل و خارج مچ پای چپ و راست، پشت پاشنه پای چپ و راست، روی اپی‌کندید داخلی و خارجی استخوان ران در پای چپ و راست، خار خاصره فوقانی در پای چپ و راست، استخوان خاجی انجام شد تا بتوان حرکات مفاصل ران، زانو و مچ پای فرد و همچنین دیگر پارامترهای موردنیاز را ردیابی کرد. برای آنالیز داده‌ها از نرم‌افزار VMware Workstation 460 و مدل تولید برق با استفاده از حرکات زانو در حین راه‌رفتن کمک گرفته شد. شاخص‌های فضایی-زمانی سرعت راه‌رفتن، حداکثر زاویه خمیدگی مفاصل ران و زانو در فاز ایستایی و نوسانی، طول گام و آهنگ حرکت در عضو سالم و پروتزی بررسی شدند. متغیرهای حرکتی بر اساس چرخه راه‌رفتن نرمال شده و سنجش شدند.

فرد قطع عضو پس از انجام آزمون، برای دریافت کاسه جدید به مرکز هلال احمر ارجاع داده شد. پس از دریافت کاسه جدید، به شرط رضایت از کاسه، بعد از دو هفته استفاده از پروتز، شخص به آزمایشگاه دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی مراجعه و تمامی تست‌ها مجدداً تکرار شدند. پروتز این افراد قبل و بعد از تعویض کاسه توسط یک کارشناس مجرب ساخته شد. ارزیابی وضعیت پروتز توسط محقق این مطالعه صورت گرفت. این فرد توسط کارشناس مجرب ارتوز و پروتز در مرکز هلال احمر آموزش دیده و طبق دانسته‌های خود بررسی و ارزیابی کاسه در دو نوبت آزمون را به عهده گرفت. به صورت کلی، در این فرآیند، پارامترهای حرکتی عضو قطع‌شده در ۲ نوبت مورد اندازه‌گیری قرار گرفتند و در پایان میانگین مقادیر اندازه‌گیری‌شده در هر بار آزمون بررسی و مقایسه شد. برای بررسی پایایی درون‌نگرای دستگاه آنالیز حرکت وایکون، ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای یا ICC بین نتایج به‌دست‌آمده از تکرار آزمون‌ها محاسبه شد. این ضریب برای متغیرهای طول گام پای پروتزی و سالم، سرعت راه‌رفتن، آهنگ حرکت، حداکثر زاویه تاشدن زانو در فاز ایستایی و نوسانی و حداکثر زاویه تاشدن ران در فاز ایستایی و نوسانی محاسبه شد. به‌منظور بررسی متغیرهای عددی مورد مطالعه در قسمت بررسی متغیرهای حرکتی و فضایی-زمانی راه‌رفتن، نتایج آزمون به صورت درصد شاخص تقارن بررسی شدند. عدد صفر در این فرمول یعنی هیچ تفاوتی بین متغیر در سمت سالم و پروتزی وجود ندارد و از این رو این موضوع نشانگر تقارن بالا در این متغیر است. مقدار مثبت شاخص تقارن نشانگر بزرگ‌بودن و بیشتربودن میزان متغیر سمت سالم و مقدار منفی آن نشانگر بیشتربودن میزان متغیر سمت پروتزی است.

بررسی نرمال بودن داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک انجام شد. تجزیه و تحلیل نهایی داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS 19 و

ثبات نیز به این نکته توجه کرده‌اند [36, 37]. از سوی دیگر مک فارلین و همکاران به این موضوع اشاره کرده‌اند که عدم تقارن راه‌رفتن در افراد قطع عضو زیر زانو وابستگی شدیدی به وجود درد و تغییرات تخریبی در ناحیه کمری و زانوی آنها نیز دارد [35]. در مورد عامل تاثیرگذارنده هم‌ترازی نیز باید به این نکته اشاره کرد که تنظیم صحیح هم‌ترازی در یک پروتز زیر زانو اثر بسیار مهمی روی کارایی پروتز دارد [38]. به‌طور معمول در افراد قطع عضو زیر زانو مفصل مچ پروتز در چند درجه تاشدن دورسی قرار می‌گیرد که خط COG را به سمت جلوی مچ و زانو و پشت ران حرکت می‌دهد و باعث تعادل بیشتر می‌شود [12]. قاعدتاً وجود چنین تغییراتی بر نحوه راه‌رفتن فرد قطع عضو بی‌تاثیر نخواهد بود. در بحث ثبات افراد قطع عضو زیر زانو، لاموت نیز به این مطلب اشاره می‌کند افراد مبتلا به قطع عضو غالباً برای حفظ هرچه بیشتر ثبات، از سرعت راه‌رفتن خود می‌کاهند [39]. در واقع، سرعت راه‌رفتن قربانی حفظ ثبات افراد قطع عضو می‌شود و البته این امر در مورد افراد سالم نیز مشاهده می‌شود. علاوه بر این باید به این نکته اشاره کرد که زمان آشنایی افراد با کاسه جدید پروتزی نیز تاثیر به‌سزایی در کارایی الگوی راه‌رفتن آنها خواهد داشت [3].

در مجموع ۷۰ نفر از مطالعه خارج شدند. بسیاری از جراحی‌های قطع عضو که در جنگ تحمیلی صورت گرفته است، به‌صورت ایده‌آل انجام نشده و بنابراین باسمه‌های زیر زانوی بلندتر از ۳۰ سانتی‌متر و کوتاه‌تر از ۱۰ سانتی‌متر از مطالعه خارج شدند و بدین صورت ۱۶ نفر از کسانی که با این موارد روبه‌رو بودند از مطالعه خارج شدند. دلیل خارج شدن افراد با باسمه کوتاه این است که این افراد برای کنترل پروتز دچار مشکل می‌شوند که این مساله منجر به بالارفتن خطای آزمون شده و نوعی عامل مخدوش‌کننده به‌شمار می‌رود. به دلیل عدم رضایت از پروتز جدید ۹ نفر از مطالعه خارج شدند. بسیاری از افراد قطع عضو زیر زانو پروتز خود را به‌دلیل شکستگی در پنجه و یا کاسه تعویض می‌کنند، در این راستا ۲۴ نفر از مطالعه خارج شدند. محدودیت در منابع مالی موجب شد شرکت در پژوهش هیچ‌گونه نفع مالی برای داوطلبین نداشته باشد. به همین دلیل، ۸ نفر از مطالعه خارج شدند. احتمال دارد که با افزایش تعداد نمونه فرضیات مطالعه معنی‌دار شوند. همچنین بهتر است در جهت کاهش هزینه‌ها و اتلاف وقت جانبازان عزیز تلاش بیشتری در جهت طراحی و ارتقای سیستم‌های طراحی کاسه به‌وسیله کامپیوتر و کاهش خطای ساخت پروتز انجام بگیرد.

### نتیجه‌گیری

بین احساس راحتی بیمار در هنگام گام برداشتن و راحتی و تناسب کاسه پروتزی ارتباط مستقیم وجود دارد ولی بین شاخص‌های فضایی- زمانی و سرعت راه‌رفتن، به غیر از شاخص تقارن حداکثر

پروتزی با احساس راحتی فرد ارتباط مستقیمی داشت و هرچقدر تناسب کاسه پروتزی بهتر باشد، شخص احساس راحتی بیشتری می‌کند. نتایج نشان داد که تغییرات مربوط به تناسب کاسه پروتزی اثر خاصی روی پارامترهای فضایی- زمانی و حرکتی راه‌رفتن شرکت‌کنندگان در این مطالعه نداشت؛ به طوری که حتی در شرایط متناسب و زمانی که بیمار از کاسه خود ابراز رضایت کرده و احساس راحتی و تطابق بیشتری می‌کند، مواردی چون کاهش طول گام پروتزی و آهنگ حرکت مشاهده می‌شود.

البته به‌صورت کلی باید به این نکته اشاره کرد که شرکت‌کنندگان در این مطالعه در مقایسه با سایر مطالعات سرعت انتخابی کمتری را برگزیدند و نسبت به افراد قطع عضو زیر زانویی که در دیگر تحقیقات مورد سنجش قرار گرفته‌اند کادنس پایین‌تری در سرعت انتخابی خود داشتند؛ به طوری که سرعت راه‌رفتن ۱۷/۱ متر بر ثانیه و مقدار کادنس با پنجه‌های متفاوت به‌طور میانگین ۹۹ قدم بر دقیقه گزارش شده است [31]. به‌نظر می‌رسد پارامترهای حرکتی راه‌رفتن از عوامل زیادی مانند اجزای پروتزی، هم‌ترازی و راهکارهای فرد قطع عضو برای حفظ ثبات متاثر است [3, 32].

در مبحث تحلیل شیوه راه‌رفتن افراد قطع عضو زیر زانو باید به این موضوع اشاره کرد که در این افراد به‌دلیل فقدان عضلات خم‌کننده مچ پا، عضلات ران سمت قطع عضو به اجبار به فعالیت بیشتری واداشته می‌شوند که متعاقباً میزان مصرف انرژی و خستگی شخص را افزایش داده و همچنین منجر به تغییرات زیادی در زمینه دامنه حرکتی و گشتاورهای اعمالی حول مفاصل می‌شود [33, 34] که البته وجود پنجه‌های ذخیره‌کننده انرژی منجر به جبران بخشی از این فقدان می‌شوند [16].

مهم‌ترین وظیفه اندام تحتانی در حین راه‌رفتن حمایت از وزن بدن، ایجاد حالت ایستاده، فراهم‌آوردن نیروی کافی برای پیشروی بدن در فاز ایستایی و همچنین آماده‌سازی هر یک از پاها برای گذشتن از فاز نوسانی و برداشتن گام‌های بعدی هستند [35]. چنین وظایفی تحت تاثیر قطع عضو تغییر می‌کند ولی طبق گفته‌های مک‌فارلین فرد مبتلا به قطع عضو تمامی این اعمال را با مکانیسمی متفاوت انجام می‌دهد [35] که از دیدگاه حرکتی به‌نظر می‌رسد در حین فاز ایستایی تلاش مضاعفی از سوی شخص قطع عضو برای نگهداری زانو در یک موقعیت عمود صورت می‌گیرد. این استراتژی باعث کاهش نیاز به عمل بازکننده‌های زانو برای تامین ثبات بیشتر می‌شود و در نتیجه چنین عملی در واقع فرد سعی می‌کند فشار روی باسمه و پروتز را کاهش دهد تا نیازی به فراهم‌کردن راهکاری جدید برای کنترل حرکت مچ به‌وجود نیاید، نیروی عکس‌العمل زمین چنین راستای عمودی غیرطبیعی را بیشتر نمایان می‌سازد [35]. وجود چنین مساله‌ای باعث کوتاه‌شدن فاز ایستایی در پای پروتزی نسبت به پای سالم می‌شود، چند مطالعه در رابطه با ارزیابی سنجش

12- Zahedi M, Spence W, Solomonidis S, Paul J. Alignment of lower-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev.* 1986;23(2):2-19.

13- Jia X, Zhang M, Lee WC. Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects. *J Biomech.* 2004;37(9):1371-7.

14- Selles R, Bussmann J, Van Soest AJ, Stam H. The effect of prosthetic mass properties on the gait of transtibial amputees—a mathematical model. *Disabil Rehabil.* 2004;26(12):694-704.

15- Seelen H, Anemaat S, Janssen H, Deckers J. Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. *Clin Rehabil.* 2003;17(7):787-96.

16- Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture.* 1997;6(2):126-36.

17- Barth DG, Schumacher L, Thomas SS. Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. *JPO J Prosthet Orthot.* 1992;4(2):63-75.

18- Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Walden JG, Rogers WE, Bosker GW. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(10):1334-9.

19- Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. *Clin Biomech.* 2011;26(3):298-303.

20- Torburn L, Powers CM, Guitierrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: A comparison of five prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32(2):111-9.

21- Sanders JE, Lain D, Dralle AJ, Okumura R. Interface pressures and shear stresses at thirteen socket sites on two persons with transtibial amputation. *J Rehabil Res Dev.* 1997;34(1):19-43.

22- Sanders JE, Daly CH. Normal and shear stresses on a residual limb in a prosthetic socket during ambulation: comparison of finite element results with experimental measurements. *J Rehabil Res Dev.* 1993;30(2):191-204.

23- Sewell P, Noroozi S, Vinney J, Andrews S. Developments in the trans-tibial prosthetic socket fitting process: a review of past and present research. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24(2):97-107.

24- Wolf SI, Alimusaj M, Fradet L, Siegel J, Braatz F. Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. *Clin Biomech.* 2009;24(10):860-5.

25- Gallagher P, MacLachlan M. Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES). *Rehabil Psychol.* 2000;45(2):130-54.

26- Desmond DM, MacLachlan M. Factor structure of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES) with individuals with acquired upper limb amputations. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(7):506-13.

27- Fardipour S, Salvati M, Bahramzadeh M, Hadadi M, Mazaheri M. Cross-cultural adaptation and evaluation of validity and reliability of Trinity amputation and prosthesis experience scales in an Iranian people with lower limb amputation. *Koomesh.* 2011;12(4):413-8.

تاشدن زانو در فاز ایستایی، تفاوتی بین کاسه متناسب و نامتناسب وجود ندارد.

**تشکر و قدردانی:** از معاونت توانبخشی جمعیت هلال احمر تهران و بخش پروتز زیر زانو تشکر ویژه می‌شود که در اجرای این پروژه نهایت همکاری را با مجری طرح به عمل آوردند.

**تاییدیه اخلاقی:** موردی از طرف نویسندگان گزارش نشده است.

**تعارض منافع:** موردی از طرف نویسندگان گزارش نشده است.

**منابع مالی:** منابع مالی این پروژه توسط امور مالی بخش تحصیلات تکمیلی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی فراهم شد.

## منابع

1- Breakey JW. Body image: The lower-limb amputee. *JPO J Prosthet Orthot.* 1997;9(2):58-66.

2- Shahriar Sh. Training booklet for physicians' health monitoring (particularly on lower limb amputee's veterans). Department of Veterans Affairs Health Care Foundation; 2011. Available from: <http://www.isaarsci.ir/PHYSICIAN%20folder/physicianarticle/physician%20ebook/sciebook11.pdf>. [Persian]

3- Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture.* 2002;16(3):255-63.

4- Board W, Street G, Caspers C. A comparison of transtibial amputee suction and vacuum socket conditions. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25(3):202-9.

5- Ferguson J, Smith DG. Socket Considerations for the Patient With a Transtibial Amputation. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(361):76-84.

6- Aström I, Stenström A. Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after exchange to a polyurethane concept. *Prosthet Orthot Int.* 2004;28(1):28-36.

7- Legro MW, Reiber G, del Aguila M, Ajax MJ, Boone DA, Larsen JA, et al. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses. *J Rehabil Res Dev.* 1999;36(3):155-63.

8- Pell JP, Donnan PT, Fowkes FG, Ruckley CV. Quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial disease. *Eur J Vasc Surg.* 1993;7(4):448-51.

9- Sanders JE, Zachariah SG, Baker AB, Greve JM, Clinton C. Effects of changes in cadence, prosthetic componentry, and time on interface pressures and shear stresses of three trans-tibial amputees. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15(9):684-94.

10- Sanders JE, Fatone S. Residual limb volume change: Systematic review of measurement and management. *J Rehabil Res Dev.* 2011;48(8):949-86.

11- Sanders J, Zachariah S, Jacobsen A, Ferguson J. Changes in interface pressures and shear stresses over time on trans-tibial amputee subjects ambulating with prosthetic limbs: comparison of diurnal and six-month differences. *J Biomech.* 2005;38(8):1566-73.

- 34- Fang L, Jia X, Wang R. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clin Biomech.* 2007;22(10):1125-31.
- 35- Macfarlane PA, Nielsen DH, Shurr DG, Meier K. Gait Comparisons for Below-Knee Amputees Using a Flex-FootTM] Versus a Conventional Prosthetic Foot. *JPO J Prosthet Orthot.* 1991;3(4):150-61.
- 36- Schmid M, Beltrami G, Zambarbieri D, Verni G. Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait Posture.* 2005;21(3):255-62.
- 37- Hof AL, van Bockel RM, Schoppen T, Postema K. Control of lateral balance in walking: experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait Posture.* 2007;25(2):250-8.
- 38- Isakov E, Mizrahi J, Susak Z, Ona I, Hakim N. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clin Biomech.* 1994;9(4):258-62
- 39- Lamoth CJ, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Med Eng Phys.* 2010;32(9):1009-14.
- 28- Hanspal RS, Fisher K, Nieveen R. Prosthetic socket fit comfort score. *Disabil Rehabil.* 2003;25(22):1278-80.
- 29- Assi A, Ghanem I, Lavaste F, Skalli W. Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index. *Gait Posture.* 2009;30(1):22-6.
- 30- Davis III RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Move Sci.* 1991;10(5):575-87.
- 31- Torburn L, Perry J, Ayyappa E, Shanfield SL. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: A pilot study. *J Rehabil Res Dev.* 1990;27(4):369-84.
- 32- van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts AC, Postema K, Geertzen JH, van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(4):555-70.
- 33- Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: A review. *Sao Paulo Med J.* 2009;127(5):302-9.