ISSN: 2008-2630 *Iranian Journal of War & Public Health*
2017;9(2):79-84. DOI: 10.18869/acadpub.ijwph.9.2.79

Effect of Below Knee Prosthesis on Muscle Force Production and Joint Contact Forces of Knee and Hip Joints during Walking in Amputees

ARTICLE INFO

Article Type
Descriptive Study

Authors
Kamali M.* *MSc*,
Sharif-Moradi K.[1] *PhD*,
Tahmasebi A.[2] *MSc*,
Jabal-Ameli Kh.[3] *PhD*

How to cite this article
Kamali M, Sharif-Moradi K, Tahmasebi A, Jabal-Ameli Kh. Effect of Below Knee Prosthesis on Muscle Force Production and Joint Contact Forces of Knee and Hip Joints during Walking in Amputees. Iranian Journal of War & Public Health. 2017;9(2):79-84.

ABSTRACT

Aims Caused by prosthesis, the kinematic and kinetic pattern changes during walking in persons with unilateral lower-limb amputation lead to muscle and joint pains. The aim of the study was to investigate the effects of below-knee prosthesis on the muscle force, as well as the knee and hip contact force, in the persons during walking.

Instrument & Methods In the quasi-experimental study, eight non-veteran male persons with lower-knee amputation referred to Technical Orthopedic Clinic of Rehabilitation Faculty of Isfahan University of Medical Sciences were studied in 2015. The subjects were selected via available sampling method. The Qualysis motion analysis system was used to measure the walking kinematic variables. Kinematic data was recorded by Qualysis Track Manager 2.7 software and was analyzed by OpenSIM 3 software. Data was analyzed by SPSS 22 software using independent T test.

Findings The healthy stance time percentage and the healthy vibration time percentage were significantly more (p=0.001) and lesser (p=0.04) than the prosthetic side, respectively. The anterior-posterior, vertical, and medial-lateral hip and knee contact forces and the forces of the selected lower limbs, as well as the hip extensor, abductor, and flexor forces and the knee extensor force, at the healthy side were more than the prosthetic side, but insignificantly (p>0.05).

Conclusion The unilateral lower-knee prosthesis increases the healthy weight-bearing time percentage during walking. In addition, the healthy lower-limb joints are overloaded to some extent, which is due to more activities of the lower-limb muscles.

Keywords Amputee; Gait; Lower Limb, Muscles

CITATION LINKS

[1] Limb amputation and limb deficiency: Epidemiology and recent trends in the... [2] Rehabilitation of patients after hip ... [3] Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb ... [4] Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation ... [5] Biomechanics and physiological parameters during gait in ... [6] Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking ... [7] Osteoarthritis in the disabled population: A mechanical ... [8] A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/ disability in prospective cohorts of low back ... [9] Bio-mechanical parameters of gait among transtibial amputees ... [10] Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic ... [11] Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb ... [12] Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using ... [13] Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity ... [14] A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral ... [15] Knee and hip internal moments and upper ... [16] Trunk–pelvis motion, joint loads, and muscle ... [17] Chronic low back pain in traumatic lower ... [18] Muscle power compensatory mechanisms in ... [19] Bone and joint changes in lower limb ... [20] Myofascial pain and dysfunction: The trigger point manual; The lower ... [21] Repeatability of kinematic, kinetic ... [22] OpenSim: Open-source software to create ... [23] Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral ...[24] Gait characteristics of persons with bilateral ... [25] Mechanical work adaptations of above-knee ... [26] Knee kinetics in trans-tibial ... [27] The effects of prosthetic foot roll-over shape arc length on the gait ...

*Orthoses & Prosthesis Department, Rehabilitation Sciences Faculty, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
[1]Physical Education & Sport Sciences Department, Literature & Human Sciences Faculty, Kashan University, Kashan, Iran
[2]Occupational Therapy Department, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[3]Orthopaedic Surgery Department, Medicine Faculty, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Correspondence
Address: Orthoses & Prosthesis Department, Rehabilitation Sciences Faculty, Isfahan University of Medical Sciences, Hezar-Jarib Street, Isfahan, Iran
Phone: +98 (31) 12240564
Fax: -
mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

Article History
Received: September 12, 2016
Accepted: January 18, 2017
ePublished: April 24, 2017

Copyright© 2017, ASP Ins. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

تاثیر پروتز زیر زانو بر نیروی تولیدی عضلات و نیروی تماس مفصلی زانو و ران حین راه رفتن در افراد با قطع عضو

مصطفی کمالی* MSc
گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
کیوان شریف مرادی PhD
گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران
علی طهماسبی MSc
گروه کاردرمانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
خشایار جبل عاملی PhD
گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده
اهداف: استفاده از پروتز در افراد با قطع عضو یک‌طرفه اندام تحتانی منجر به تغییر الگوی کینماتیک و کینتیک حین راه‌رفتن می‌شود که منشا ایجاد درد و ناراحتی در مفاصل و عضلات است. هدف تحقیق حاضر، بررسی اثر پروتز زیر زانویی بر نیروی تولیدی عضلات و نیروی تماس مفصلی زانو و ران هنگام راه‌رفتن در این افراد بود.
ابزار و روش‌ها: در این مطالعه شبه‌تجربی در سال ۱۳۹٤ تعداد ۸ مرد غیرجانباز قطع عضو زیر زانو مراجعه‌کننده به کلینیک ارتوپدی فنی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به‌صورت دردسترس انتخاب شدند. متغیرهای کینماتیک راه‌رفتن توسط سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس اندازه‌گیری شد. داده‌های کینماتیک با استفاده از نرم‌افزار Qualysis Track Manager 2.7 ثبت شد و خروجی آن به نرم‌افزار OpenSIM 3 انتقال یافت. داده‌ها توسط آزمون T مستقل در محیط نرم‌افزار SPSS 22 تحلیل شدند.
یافته‌ها: درصد زمان استنس در سمت سالم به‌طور معنی‌داری بیشتر (p=۰/۰۰۱) و درصد زمان نوسان در سمت سالم به‌طور معنی‌داری کمتر (p=۰/۰٤) از سمت پروتز بود. نیروهای تماس مفاصل ران و زانو در جهات قدامی- خلفی، عمودی و داخلی- خارجی و نیروی تولیدشده توسط عضلات منتخب اندام تحتانی، همچنین نیروهای اکستنسور، ابداکتور، فلکسور ران و اکستنسور زانو در سمت سالم از سمت پروتز بیشتر بود، ولی این افزایش معنی‌دار نبود (p>۰/۰۵).
نتیجه‌گیری: استفاده از پروتز یک‌طرفه زیر زانو حین راه‌رفتن منجر به افزایش درصد زمان تحمل وزن بر سمت سالم می‌شود و مفاصل اندام تحتانی در سمت سالم تا حدودی تحت تاثیر اضافه‌بار قرار می‌گیرند که ناشی از فعالیت بیشتر عضلات اندام تحتانی است.
کلیدواژه‌ها: افراد با قطع عضو، راه‌رفتن، عضلات اندام تحتانی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۶/۲۲
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۰/۲۹
*نویسنده مسئول: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

مقدمه

قطع عضو اندام تحتانی در نتیجه ضربه، تصادف، بیماری‌های عروقی، سرطان و غیره ایجاد می‌شود. شیوع قطع عضو بین ۲/۸ تا ۴۳/۹ در هر ۱۰هزار نفر است[1]. در قطع عضو زیر زانو توانایی ایستادن و راه‌رفتن فرد به‌ویژه در زمان عدم استفاده از پروتز مختل می‌شود[2]. پروتزهای متعددی برای بهبود عملکرد راه‌رفتن این افراد تهیه شده است که در آنها از انواع مختلف پنجه همچون ساچ و پنجه داینامیک استفاده شده است.
کینتیک و کینماتیک راه‌رفتن با استفاده از پروتز تغییر می‌یابد و با مشکلات اسکلتی عضلانی در افراد قطع عضو اندام تحتانی همراه است[3]. گزارش شده است که مشکلات اسکلتی عضلانی در افراد دچار قطع عضو (قطع عضو زیر زانو یا بالای زانو) رایج است[4]. فرد دچار قطع عضو، خود را با پروتز تطبیق می‌دهد و سعی دارد کارهای روزمره خود را به‌طور مستقل انجام دهد[5]. عضو سالم با افزایش کارآیی، سعی در جبران ظرفیت ازدست‌رفته عضو قطع‌شده دارد. بدین مفهوم که عملکرد عضو سالم افزایش می‌یابد تا ضعف عملکردی عضو قطع‌شده را جبران کند[6] که با عدم تقارن الگوی حرکتی در این گروه از افراد همراه است[7].
قطع یک‌طرفه اندام تحتانی منجر به تغییر الگوی کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی حین راه‌رفتن می‌شود. درصد زمان استنس پای سالم افراد قطع عضو زیر زانو، از پای پروتز بیشتر است[5] که منجر به افزایش طول گام در پای پروتز می‌شود[8, 9]. افراد دارای قطع عضو زیر زانو الگوی انحراف لگن را نشان می‌دهند که در آن حین فاز نوسان پای پروتزی، لگن سمت پروتز از لگن سمت پای سالم بالاتر قرار می‌گیرد[10]. همچنین لگن سمت پروتز تیلت قدامی پیدا می‌کند[11]، تنه به‌سمت پای پروتزی لترال فلکشن می‌دهد و در حرکت مهره‌ها و لگن حین راه‌رفتن بی‌قرینگی ایجاد می‌شود[11]. الگوهای بارگذاری نامتقارن و حرکات نامتقارن در افراد قطع عضو زیر زانو منجر به فعالیت نامتقارن عضلات اطراف پلویس و لومبوپلویس می‌شود[3]. افراد با قطع عضو یک‌طرفه اندام تحتانی سفتی نامتقارن عضلات تنه را در دو صفحه ساجیتال و فرونتال دارند[12]. همچنین خم‌شدن طرفی به‌سمت پای دارای پروتز در این گروه گزارش شده است[13-16]. محققان علت تغییر حرکات تنه را به ضعف عضلات ابداکتور ران نسبت داده‌اند[16]. خم‌شدن طرفی، چرخش محوری و فشار ایجادشده روی مهره‌های کمری در افراد دارای قطع عضو اندام تحتانی، باعث ایجاد فشار بر بافت‌های پسیو ستون مهره‌ها مانند فاست‌ها می‌شود که نهایتاً درد کمری را ایجاد می‌نماید[17] و از این طریق مفاصل فاست و دیسک‌های بین‌مهره‌ای در معرض خطر آسیب قرار می‌گیرند[18]، به‌طوری که خطر ابتلا به اسکولیوز در افراد دارای قطع عضو یک‌طرفه اندام تحتانی تا ۴۳% گزارش شده است[19] که با کمردرد و درد حاد در عضلات مربع کمری و مایل خارجی همراه است[20].
مشکلات همراه با استفاده طولانی‌مدت از پروتز متنوع است و منشا ایجاد درد و ناراحتی در مفاصل و عضلات افراد دارای قطع عضو اندام تحتانی است. اهداف توان‌بخشی در این گروه، به‌حداقل‌رساندن بی‌قرینگی هنگام راه‌رفتن و دیگر وظایف است. الگوی حرکات نامتقارن در این گروه این ظرفیت را دارد که ساختارهای عضلانی اسکلتی را در معرض بارهای غیرطبیعی و تغییر شکل قرار دهد و مقدمات ابتلا به کمردرد و ناتوانی در این گروه را افزایش دهد. بنابراین اجرای برنامه توان‌بخشی برای این گروه از افراد ضروری به‌نظر می‌رسد که نیازمند شناسایی دقیق کم و کیف تغییرات ایجادشده در سیستم عضلانی اسکلتی این گروه از افراد است.
منشا تمامی مشکلات ایجادشده، تغییرات در کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی است. لذا شناسایی اختلالات ایجادشده در مفصل زانو و ران در جهت اصلاح کینماتیک و کینتیک این ناحیه از اهمیت برخوردار است. تاکنون تحقیقات مختلفی به بررسی اثر پروتز بر کینماتیک و کینتیک مفصل زانو و ران پرداخته‌اند، ولی با توجه به دانش نویسندگان این مقاله، تحقیقی که همزمان طول فیبرهای عضلانی و نیروی عضلات اطراف و نیروی تماس مفصلی مفاصل زانو و ران را بررسی کرده باشد وجود ندارد. شناسایی تغییرات صورت‌گرفته در طول فیبرهای عضلانی و نیروهای عضلات اطراف مفاصل زانو و ران، نگرش جدید در اختیار متخصصان توان‌بخشی قرار می‌دهد تا با ارایه خدمات بهتر به این افراد، از مشکلات پیش روی آنها بکاهد.

لذا هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر پروتز زیر زانویی بر نیروی تولیدی عضلات و نیروی تماس مفصلی زانو و ران هنگام راه‌رفتن در افراد با قطع عضو اندام تحتانی بود.

ابزار و روش‌ها

در این مطالعه شبه‌تجربی در سال ۱۳۹٤، تعداد ۱۰ مرد غیرجانباز قطع عضو زیر زانو مراجعه‌کننده به کلینیک ارتوپدی فنی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که نوع سوکت پروتز آنها یکسان بود و تحت نظر یک متخصص ارتوز و پروتز بودند، به‌صورت دردسترس انتخاب شده و مورد مطالعه قرار گرفتند که عملاً امکان مدل‌سازی دو نفر از آزمودنی‌ها به‌دلیل ازدست‌رفتن مارکرهای زانو میسر نشد و داده‌ها از ۸ نفر از آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. حجم نمونه مورد نیاز با توجه به مطالعات مشابه و پس از انجام مطالعه پایلوت با احتساب ریزش، ۱۰ نفر تعیین شد. علت قطع عضو، سوختگی، تروما و تصادف بود. کلیه آزمون‌های راه‌رفتن بیماران با استفاده از پروتز مورد استفاده توسط بیماران انجام گرفت. شرایط ورود به مطالعه شامل نداشتن سابقه جراحی مهم یا هر گونه بیماری تاثیرگذار بر مهارت راه‌رفتن، برخورداری از سیستم دهلیزی سالم، توانایی راه‌رفتن مستقل، استفاده از پروتز ساچ زیر زانو و عدم استفاده از وسیله کمکی به‌غیر از پروتز، و شرط خروج از مطالعه عدم تعادل بیمار حین راه‌رفتن بود.

پس از تشریح اهداف و روش تحقیق برای آزمودنی‌ها، از آنها رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در پژوهش اخذ شد.

برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیک راه‌رفتن از سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس (Qualysis؛ سوئیس) شامل ۷ دوربین استفاده شد. دوربین‌ها در دو سمت یک مسیر پیاده‌رو و به‌فاصله ٤متر از مرکز تخته نیرو قرار داده شدند. یک مسیر پیاده‌روی ۱۰متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد که صفحه‌نیروی کیستلر به‌ابعاد ۶۰۰ در ۵۰۰میلی‌متر (مدل AA ۹۲۶۰؛ ساخت کمپانی کیستلر؛ سوئیس) در وسط مسیر قرار داشت. یک فضای کالیبراسیون در نظر گرفته شد که صفحه‌نیرو در مرکز قاعده این فضای مکعبی قرار داشت. فاصله نقطه شروع راه‌رفتن آزمودنی‌ها تا صفحه‌نیرو ۵متر بود.

تعداد ۲۰ مارکر منعکس‌کننده نور مادون قرمز با قطر ۱٤میلی‌متر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی‌کوندیل‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس‌های اول و پنجم و مفصل آکرومیوکلاویکولار در دو سمت راست و چپ قرار داده شد.

محل قرارگیری مارکرها روی بدن براساس پروتکل مصوب دانشگاه استراتکلاید بود. فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۲۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰هرتز فیلتر شدند[21]. ثبت داده‌های کینماتیک با استفاده از نرم‌افزار Qualysis Track Manager 2.7 (کوالیسیس؛ سوئیس) صورت گرفت. خروجی نرم‌افزار Qualysis Track Manager به نرم‌افزار OpenSIM 3 (تولید دانشگاه استانفورد؛ ایالات متحده) به‌منظور بررسی نیروی عضلات و نیروی تماس مفصلی انتقال داده شد. نرم‌افزار OpenSIM یک نرم‌افزار شبیه‌ساز و آنالیزکننده سیستم اسکلتی عضلانی است که امکان تحلیل حرکات و تخمین نیروهای سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات را فراهم می‌آورد. با شبیه‌سازی سیستم اسکلتی عضلانی امکان تشخیص و درمان حرکات پاتولوژیک و غیرطبیعی وجود دارد. همچنین با استفاده از این نرم‌افزار، بررسی اثرات بیومکانیک درمان بر سیستم اسکلتی عضلانی امکان‌پذیر است[22, 23].

پس از کالیبره‌کردن دوربین‌ها و صفحه‌نیرو، ابتدا داده‌های آنتروپومتریک آزمودنی شامل وزن، قد، طول پا، عرض زانو، فاصله بین خار خاصره فوقانی قدامی چپ و راست و عرض مچ پای سمت راست و چپ بدن ثبت شد. سپس آزمودنی در مسیر تعیین‌شده راه می‌رفت و تصویر مارکرها هنگام راه‌رفتن همراه با داده‌های صفحه‌نیرو ثبت می‌شد. از نرم‌افزار کوالیسیس برای ثبت فازهای ایستادن و نوسان حین چرخه راه‌رفتن استفاده شد.

پس از کالیبراسیون دوربین‌ها و نصب مارکرها، آزمودنی در مسیر تعیین‌شده با کفش راه می‌رفت. راه‌رفتن آزمودنی‌ها پنج‌بار تکرار شد و در هر یک از متغیرهای مورد نظر میانگین سه‌بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. برای جلوگیری از خستگی، بین هر دو تکرار متوالی ۳۰ ثانیه استراحت وجود داشت. نتایج تحقیقات نشان‌دهنده اعتبار بالای نوسانات مرکز فشار در دو صفحه ساجیتال و کرونال است[24-26] و تکرار آزمون برای پنج‌بار معیار قابل قبولی برای ارزیابی متغیرهای کینماتیک و کینتیک است[27]. متغیرهای تحقیق شامل پارامترهای زمانی مکانی راه‌رفتن (سرعت راه‌رفتن، طول گام و کادنس)، نیروی تماس مفصلی زانو و ران و نیروی عضلات منتخب اندام تحتانی بود. محاسبه طول تاندون و طول فیبر عضله و نیز مقدار نیروی فعال و غیرفعال عضله از طریق روابط تعریف‌شده برای نرم‌افزار OpenSIM صورت گرفت.

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آماری T مستقل در محیط نرم‌افزار SPSS 22 انجام شد. توزیع نرمال پارامترها با آزمون شاپیرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت و از پارامتر توزیع لگاریتمی برای تغییر متغیرهای غیرپارامتری به پارامتری استفاده شد.

جدول ۱) مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

شماره آزمودنی	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	علت قطع عضو	پروتز مورد استفاده	سمت پروتز
۱	٤۵	۷۷/۸	۱۷۵	سوختگی	پدیلینی، با پنجه ساچ اتوبوک	چپ
۲	٤۹	۷۹/۸	۱۷٤	تروما	مدولار با پنجه سینگل اگزیس، مفصل اتوبوک، پنجه اتوبوک	چپ
۳	٤۸	٦۰/۲	۱۷۰	تروما	پنجه سینگل اتوبوک	راست
٤	٤۹	۸۰/۵	١٦٧	تروما	پروتز با پنجه سینگل اگزیس	چپ
۵	٤۷	٦۵/۰	۱۷۰	تروما	پروتز با پنجه ساچ و کاف استرپ	چپ
٦	٤۳	٦۹/۳	۱۷٤	تروما	مدولار پنجه ساچ	چپ
۷	۵۱	۸٦/۳	۱۷٦	تروما	سینگل اگزیس، اتوبوک	راست
۸	۵۲	۸۸/۳	۱۷٦	تصادف	پروتز با پنجه ساچ و کاف استرپ	راست

یافته‌ها

افراد مورد مطالعه دارای میانگین سنی ۲/۹۷±۴۸/۰۰ سال، میانگین وزن ۱۰/۱۰±۷۷/۳۴ کیلوگرم و میانگین قد ۳/۶۴±۱۷۳/۸۷ سانتی‌متر بودند (جدول ۱).

میانگین طول گام، سرعت راه‌رفتن و کادنس بین دو سمت سالم و پروتز هیچ گونه تفاوت آماری معنی‌داری نداشت (p>۰/۰۵)، اما میانگین درصد زمان استنس در سمت سالم به‌طور معنی‌داری بیشتر از سمت پروتز (p=۰/۰۰۱) و میانگین درصد زمان نوسان در سمت سالم به‌طور معنی‌داری کمتر از سمت پروتز (p=۰/۰۴) بود.

نیروهای اعمالی در جهات قدامی-خلفی، عمودی و داخلی-خارجی در هر دو مفصل ران و زانو و همین طور نیروی تولیدشده توسط عضلات منتخب اندام تحتانی در سمت سالم از سمت پروتز بیشتر بود، ولی این افزایش از نظر آماری معنی‌دار نبود (p>۰/۰۵).

جدول ۲) مقایسه میانگین آماری متغیرهای پژوهش در پای سالم و پای پروتز طی راه‌رفتن

متغیرها	پای سالم	پای پروتز
پارامترهای زمانی مکانی راه‌رفتن		
طول گام (متر)	۱/۲۱±۰/۱۳	۱/۱۷±۰/۱۴
زمان گام (ثانیه)	۱/۲۹±۰/۷۲	۱/۳۳±۰/۹۱
سرعت (متر بر ثانیه)	۹/۱۲±۱/۳۶	۹/۰۸±۱/۴۵
کادنس (گام بر دقیقه)	۹۱/۰۰±۶/۰۰	۹۳/۰۰±۶/۰۰
درصد زمان استنس	۶۵/۶۹±۲/۸۶	۶۲/۳۳±۱/۸۶
درصد زمان نوسان	۳۳/۴۷±۲/۹۲	۳۷/۱۳±۲/۵۷
نیروی تماس مفصلی (نیوتن)		
قدامی- خلفی مفصل ران	۷۹۱/۱۶±۵۲۵/۷۷	۷۶۸/۷۷±۴۵۱/۴۷
عمودی مفصل ران	۲۹۲۵/۹۴±۱۶۰۹/۳۴	۲۱۴۳/۸۱±۱۲۲۸/۶۷
داخلی- خارجی مفصل ران	۱۶۸/۷۲±۸۸/۶۱	۱۴۱/۶۴±۴۱/۱۴
قدامی- خلفی مفصل زانو	۳۳۵/۴۷±۱۹۶/۰۷	۱۸۴/۲۹±۱۷۶/۰۷
عمودی مفصل زانو	۲۲۵۴/۸۳±۱۳۳۲/۲۷	۲۱۵۷/۷۰±۱۵۵۲/۳۶
داخلی- خارجی مفصل زانو	۱۰۲/۷۳±۹۳/۲۷	۶۷/۱۳±۳۰/۲۰
نیروی عضلات منتخب اندام تحتانی (نیوتن)		
گلوتئوس مدیوس ۱	۷۶۵/۴۰±۲۳۰/۲۰	۶۶۶/۷۰±۱۱۴/۵۰
گلوتئوس مینیموس ۱	۱۶۴/۶۰±۹۵/۹۰	۱۰۵/۱۰±۷۹/۲۰
سمی تندینیوس	۱۵۸/۳۰±۶۹/۵۰	۱۱۳/۳۰±۱۰۳/۵۰
سمی ممبرانوس	۵۸۵/۸۰±۲۸۶/۰۰	۵۰۴/۱۰±۱۸۵/۷۰
بای‌سپس (سربلند)	۳۱۰/۹۰±۹۵/۲۰	۲۶۸/۵۰±۵۸/۳۰
بای‌سپس (سرکوتاه)	۴۸۴/۷۰±۲۳۳/۳۰	۳۹۰/۵۰±۲۱۲/۵۰
اداکتور لانگوس	۱۰۳/۷۰±۳۱/۵۰	۱۱۸/۸۰±۴۷/۱۰
اداکتور برویس	۵۰/۶۰±۳۱/۵۰	۴۶/۲۰±۲۴/۲۶
اداکتور مگنوس ۱	۱۰۳/۷۰±۴۱/۸۰	۹۳/۳۰±۲۶/۷۰
تنسور فاسیا لاتا	۱۴۵/۵۰±۷۸/۷۰	۱۰۷/۶۰±۵۷/۵۰
گلوتئوس ماگزیموس۱	۱۸۶/۲۰±۱۳۴/۹۰	۱۴۹/۸۰±۱۱۱/۱۰
ایلیاکوس	۵۹۶/۰۰±۴۳۸/۳۰	۴۲۶/۱۰±۲۲۵/۲۰
پسو آس	۴۴۲/۴۰±۲۱۹/۱۰	۴۳۰/۹۰±۱۵۷/۷۰
کوادراتوس فموریس	۹۳/۶۰±۵۱/۹۰	۱۰۰/۹۰±۴۰/۷۰
ژملوس	۳۲/۲۰±۱۲/۲۰	۲۸/۳۰±۱۲/۹۰
پیریفورمیس	۲۰۹/۱۰±۸۰/۸۰	۱۶۹/۲۰±۷۱/۳۰
پهن داخلی	۲۴۵/۹۰±۱۳۳/۴۰	۱۶۴/۱۰±۸۰/۹۰
پهن میانی	۳۰۵/۷۰±۱۵۵/۶۰	۲۴۶/۴۰±۱۰۳/۶۰
پهن خارجی	۵۰۸/۳۰±۲۹۵/۳۰	۴۰۸/۱۰±۱۸۱/۸۰
راست رانی	۴۹۳/۰۰±۱۷۱/۴۰	۴۸۶/۵۰±۱۶۲/۶۰
مجموع نیروهای تولیدشده در صفحات مختلف (نیوتن)		
اکستنسور زانو	۱۵۵۲/۹۰±۶۵۵/۷۰	۱۳۰۵/۰۰±۴۶۵/۵۰
اکستنسور ران	۲۲۸۰/۷۰±۷۴۱/۴۰	۱۹۲۴/۷۰±۴۴۶/۵۸
ابداکتور ران	۲۲۸۰/۷۰±۷۴۱/۴۵	۱۷۱۴/۸۰±۴۴۶/۸۰
اداکتور ران	۳۲۵/۳۰±۱۲۵/۱۰	۳۲۶/۴۰±۱۱۲/۳۰
فلکسور ران	۱۲۸۲/۳۰±۶۷۱/۹۰	۱۰۴۵/۴۰±۴۲۴/۱۰

همچنین نیروهای اکستنسور ران، ابداکتور ران، فلکسور ران و اکستنسور زانو به ترتیب ۳۵۶/۱، ۳۸۷/۳، ۲۳۷/۳ و ۲۴۷/۹ نیوتن در سمت سالم از سمت پروتز بیشتر بود، ولی هیچ گونه اختلاف معنی‌داری بین دو سمت مشاهده نشد (p>۰/۰۵؛ جدول ۲).

بحث

هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر پروتز یک‌طرفه زانو بر نیروی تولیدی عضلات و نیروی تماس مفصلی زانو و ران حین راه‌رفتن در افراد مبتلا به قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو بود. نتایج نشان داد درصد زمان استنس در سمت سالم به‌طور معنی‌داری بیشتر از سمت پروتزی و درصد زمان نوسان در سمت سالم به‌طور معنی‌داری کمتر از سمت پروتزی بود. نیروی تماس مفصلی و نیروی تولیدی عضلات در سمت سالم از سمت پروتزی بیشتر بود، ولی این اختلاف معنی‌دار نبود.

راه‌رفتن افراد قطع عضو به شیوه‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج مختلفی در ارتباط با اثر پروتز یک‌طرفه زیر زانو در ادبیات تحقیق آمده است، ولی تاکنون مطالعه‌ای که اثر پروتز یک‌طرفه زیر زانو را با استفاده از نرم‌افزار OpenSIM مورد ارزیابی قرار داده باشد وجود ندارد. نتایج تحقیقات قبلی نشان داد که درصد فاز استنس پای سالم در افراد قطع عضو اندام تحتانی از پای پروتز بیشتر است. این افزایش درصد زمان فاز استنس باعث می‌شود که پای پروتز مدت‌زمان بیشتری در نوسان قرار گیرد و منجر به افزایش طول گام پای پروتز می‌شود[9, 10] که با نتایج تحقیق حاضر مطابقت دارد.

نتایج نشان داد که پروتز یک‌طرفه زیر زانو حین راه‌رفتن باعث افزایش نیروهای تماس مفصلی در سمت سالم می‌شود، اگر چه این اختلاف نیرو در سمت سالم و سمت پروتزی معنی‌دار نبود، ولی نیروی وارده به مفاصل زانو و ران در سمت سالم، هم نیروی قدامی-خلفی، هم نیروی عمودی و هم نیروی داخلی- خارجی از سمت پروتز بیشتر بود. نتایج تحقیق حاضر همچنین آشکار کرد که نیروهای عضلات مختلف اندام تحتانی نیز در سمت سالم از سمت دارای پروتز بیشتر بود، اگر چه اختلاف بین دو سمت معنی‌دار نبود. تحقیقات گذشته نشان دادند پای پروتزی حرکت کمتری در مچ پا نسبت به افراد سالم دارد[23] و توانایی انجام حرکت دورسی فلکشن در مچ پای پروتزی وجود ندارد. لذا افراد دارای پای پروتزی هنگام راه‌رفتن از استراتژی متفاوت‌تری استفاده می‌کنند و برای جبران ناتوانی در دورسی فلکشن مچ پا هنگام راه‌رفتن و همچنین برای جلوگیری از برخورد پنجه پا با زمین[24] در فاز نوسان، لگن سمت پروتز را بالاتر نگه می‌دارند. بدین ترتیب از برخورد پنجه پای نوسان با زمین جلوگیری می‌کنند. این مکانیزم باعث می‌شود که مچ پای سمت سالم افراد با قطع عضو یک‌سوم توان بیشتری نسبت به مچ پای افراد سالم تولید کند[25]. همچنین مچ پای سمت پروتزی نیز توان کمتری نسبت به مچ پای افراد سالم تولید می‌کند[26] و بدین ترتیب برای جبران کاهش در پوش‌آف در پای پروتزی یک افزایش در کار اکستنسوری مفصل ران سمت سالم ایجاد می‌کنند[25].

اتخاذ این استراتژی توسط افراد قطع عضو زیر زانو نیاز به فعالیت بیشتر عضلانی در سمت سالم نسبت به سمت آسیب‌دیده دارد. نتایج تحقیقات الکترومیوگرافی نشان داد که فعالیت عضله پهن خارجی در گروه قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود و همچنین مدت‌زمان بیشتری در طول چرخه راه‌رفتن در مقایسه با افراد سالم فعال بودند[26]. همچنین افزایش

توان اکستنسور ران در افراد قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو را به افزایش فعالیت عضلات همسترینگ و سرینی بزرگ مرتبط دانسته‌اند[27] که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد که نیروی تولیدی توسط عضلات اکستنسور ران و اکستنسور زانو در سمت سالم از سمت پروتزی بیشتر بود. بنابراین هنگام راه‌رفتن، افراد قطع عضو زیر زانو با یک الگوی جبرانی در اندام تحتانی راه می‌روند که در آن بار بیشتری بر پای سالم وارد می‌کنند و آن را تحت اضافه‌بار قرار می‌دهند تا بتوانند نقص ناشی از قطع عضو را جبران کنند.

تحقیقات انجام‌شده روی نیروی عکس‌العمل زمین نشان داد ضربه جلوبرنده، ضربه عمودی و سرعت بارگذاری بر پای سالم از پای پروتزی بیشتر بود که حاکی از آن است که پای سالم مدت‌زمان بیشتر در معرض بارگذاری قرار می‌گیرد. نتایج حاصل از این تحقیق نیز تغییراتی در راه‌رفتن افراد قطع عضو نشان داد، به‌طوری که اولاً مدت‌زمان استقرار بر پای سالم در این افراد بیشتر از مدت‌زمان استقرار بر پای پروتزی بود و ثانیاً نیروهای عضلانی فلکسور، اکستنسور، ابداکتور ران و اکستنسور زانو در سمت سالم از سمت پروتزی بیشتر بود که منجر به افزایش نیروی تماس مفصلی در سمت سالم نسبت به سمت پروتزی شد.

فقدان دستگاه الکترومیوگرافی برای اندازه‌گیری همزمان فعالیت عضلانی از محدودیت‌های تحقیق حاضر است. پیشنهاد می‌شود که در طراحی مطالعات آتی از دستگاه الکترومیوگرافی به‌منظور اندازه‌گیری همزمان فعالیت عضلانی استفاده شود.

نتیجه‌گیری

استفاده از پروتز یک‌طرفه زیر زانو حین راه‌رفتن منجر به افزایش درصد زمان تحمل وزن بر سمت سالم می‌شود و مفاصل اندام تحتانی در سمت سالم تا حدودی تحت تاثیر اضافه‌بار قرار می‌گیرند که ناشی از فعالیت بیشتر عضلات اندام تحتانی است.

تشکر و قدردانی: بدین وسیله نویسندگان مقاله از مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و معاونت پژوهشی این دانشگاه که هزینه‌های اجرایی طرح را بر عهده گرفتند، تقدیر و تشکر به‌عمل می‌آورند.

تاییدیه اخلاقی: این مطالعه به‌وسیله کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اصفهان مورد تایید قرار گرفته است.

تعارض منافع: هیچ گونه تعارض منافع توسط نویسندگان مقاله گزارش نشده است.

سهم نویسندگان: مصطفی کمالی (نویسنده اول) محقق اصلی (۲۵%)؛ کیوان شریف‌مرادی (نویسنده دوم) محقق کمکی/تحلیل‌گر آماری (۲۵%)؛ علی طهماسبی (نویسنده سوم) نگارنده مقدمه/روش‌شناس (۲۵%)؛ خشایار جبل‌عاملی (نویسنده چهارم) محقق کمکی و نگارنده بحث (۲۵%)

منابع مالی: معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان هزینه‌های اجرایی این طرح را بر عهده گرفت.

منابع

1- Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: Epidemiology and recent trends in the United States. South Med J. 2002;95(8):875-83.

2- Dénes Z, Till A. Rehabilitation of patients after hip disarticulation. Arch Orthop Trauma Surg. 1997;116(8):498-9.

3- Devan H, Hendrick P, Ribeiro DC, Hale LA, Carman A. Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation?. Med Hypotheses. 2014;82(1):77-85.

4- Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. J Rehabil Res Dev. 2008;45(1):15-29.

5- 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.

6- 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.

7- Morgenroth DC, Gellhorn AC, Suri P. Osteoarthritis in the disabled population: A mechanical perspective. PM R. 2012;4(5 Suppl):S20-7.

8- Pincus T, Burton AK, Vogel S, Field AP. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. Spine (Phila Pa 1976). 2002;27(5):E109-20.

9- 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.

10- da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. Am J Ind Med. 2010;53(3):285-323.

11- Devan H1, 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.

12- Hendershot BD, Bazrgari B, Nussbaum MA. Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using multidirectional trunk perturbations. J Biomech. 2013;46(11):1907-12.

13- 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.

14- Michaud SB, Gard SA, Childress DS. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. J Rehabil Res Dev. 2000;37(1):1-10.

15- Molina Rueda F, Alguacil Diego IM, Molero Sánchez A, Carratalá Tejada M, Rivas Montero FM, Miangolarra Page JC. Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in unilateral transtibial amputees. Gait Posture. 2013;37(3):436-9.

16- Yoder AJ, Petrella AJ, Silverman AK. Trunk–pelvis motion, joint loads, and muscle forces during walking with a transtibial amputation. Gait Posture. 2015;41(3):757-62.

17- Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. Clin Rehabil. 2005;19(1):81-6.

18- Sadeghi H, Allard P, Duhaime PM. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. Am J Phys Med Rehabil. 2001;80(1):25-32.
19- Burke MJ, Roman V, V Wright. Bone and joint changes in lower limb amputees. Ann Rheum Dis. 1978; 37(3): 252–254.
20- Lang Newman DI. Myofascial pain and dysfunction: The trigger point manual; The lower extremities. Clin J Pain. 1992;8(2):178.
21- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res. 1989;7(6):849-60.
22- Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54(11):1940-50.
23- Powers CM, Torburn L, Perry J, Ayyappa E. Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75(7):825-9.
24- 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.
25- Seroussi RE, Gitter A, Czerniecki JM, Weaver K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77(11):1209-14.
26- Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. Gait Posture. 1998;8(1):1-7.
27- Hansen AH, Meier MR, Sessoms PH, Childress DS. The effects of prosthetic foot roll-over shape arc length on the gait of trans-tibial prosthesis users. Prosthet Orthot Int. 2006;30(3):286-99.