



Comparison of Ground Reaction Forces Components on Sound and Prosthetic Legs in Trans-Tibial Amputated Individuals

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Sharifmoradi K.* PhD,

Kamali M.¹ MSc,

Karimi M.T.¹ PhD

How to cite this article

Sharifmoradi K, Kamali M, Karimi M.T. Comparison of Ground Reaction Forces Components on Sound and Prosthetic Legs in Trans-Tibial Amputated Individuals. Iranian Journal of War & Public Health. 2016;8(2):75-82.

*Physical Education & Sport Science Department, Human Sciences Faculty, University of Kashan, Iran
¹Orthotics & Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan Iran

Correspondence

Address: Kilometer 6 of Ghothb-e-Ravandi Boulevard. University of Kashan, Kashan, Iran. Postal Code: 8731753153

Phone: +98 3155913707

Fax: +98 3155912543

ksharifmoradi@gmail.com

Article History

Received: December 26, 2015

Accepted: May 24, 2016

ePublished: June 18, 2016

ABSTRACT

Aims The utilization of prosthesis not only changes the gait pattern in the patients with lower-limb amputations, but also applies asymmetrical forces on the limbs leading to disturbances. Therefore, it is very important to identify the application mode of earth's reaction forces on the lower limbs in walking. The aim of this study was to analyze the components of earth's reaction forces in healthy leg and prosthetic leg in the patients with unilateral below the knee amputation.

Materials & Methods In the observatory cross-sectional study, 10 patients with unilateral below the knee amputation of rehabilitation clinics of Isfahan were studied in 2013. The subjects were selected via non-probable available sampling method. Qualisys motion analysis system was used to record different gait phases. Kistler force plate was used to measure the earth's reaction forces. Data was analyzed by SPSS 22 software using independent T test.

Findings In the prosthetic leg, the propulsion impulse ($p=0.01$) and vertical impulse ($p=0.05$) of the reaction force of the earth and the loading rate ($p=0.03$) were lower than the healthy leg by 5.82N/s, 63.25N/s, and 12.8N/s, respectively. Time to peak reaction force of the earth on the prosthetic side was more than the healthy side by 4.9s ($p=0.05$). There was no significant difference between prosthetic and healthy legs in braking impulse, medio-lateral impulse, peak of braking force, peak of propulsion force, and unloading rate ($p>0.05$).

Conclusion Greater propulsive impulse, vertical impulse, and loading on the healthy leg than the prosthetic leg in the patients with unilateral below the knee amputation shows that there is a greater loading time interval on the healthy leg.

Keywords Prostheses and Implants; Gait; Amputation

CITATION LINKS

[1] Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principle ... [2] Rehabilitation of patients after hip disarticulation ... [3] Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review ... [4] Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: A review ... [5] A systematic review of ... [6] Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with ... [7] Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and ... [8] Three-dimensional joint reaction forces and ... [9] Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in ... [10] Trunk-pelvis motion, joint loads, and muscle forces during walking with ... [11] The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in ... [12] Muscle power compensatory mechanisms in ... [13] Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in ... [14] Three-dimensional knee joint contact forces during walking in ... [15] Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and ... [16] Chronic low back pain in ... [17] Bone and joint changes in lower limb amputees ... [18] Comparative biomechanical analysis of ... [19] Functional evaluation by gait analysis of various ... [20] Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of ... [21] The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and ... [22] Sound limb loading in individuals with ... [23] Plantar pressures and ground reaction forces during walking of ... [24] The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the ... [25] A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet ... [26] Running gait impulse asymmetries in ... [27] Essentials of medical ... [28] The measurement of human motion: A comparison of commercially available ... [29] Static in situ calibration of force ... [30] Comparative study of a newly cluster based method for gait ... [31] Repeatability of ... [32] Joint structure and function: A comprehensive ...

مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در پاهای سالم و پروتزی در افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو

کیوان شریفمرادی * PhD

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، ایران

مصطفی کمالی MSc

گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

محمدتقی کریمی PhD

گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

اهداف: استفاده از پروتز نه تنها الگوی راه رفتن افراد قطع عضو اندام تحتانی را تغییر می‌دهد، بلکه باعث اعمال نیروهای نامتقارن به این اندام‌ها و در نتیجه آسیب آنها می‌شود. بنابراین شناسایی چگونگی اعمال نیروهای عکس‌العمل زمین به اندام‌های تحتانی حین راه رفتن از اهمیت زیادی برخوردار است. هدف تحقیق حاضر، تحلیل اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در پای سالم و پروتزی افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو حین راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق مشاهده‌ای-مقطعی در سال ۱۳۹۲، تعداد ۱۰ فرد قطع عضو یکطرفه زیر زانو به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی در دسترس از کلینیک‌های توانبخشی شهر اصفهان مورد مطالعه قرار گرفتند. برای ثبت فازهای مختلف راه رفتن از سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس و برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین از صفحه نیروی کیستلر استفاده شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آماری T مستقل در محیط نرم‌افزار SPSS 22 صورت گرفت.

یافته‌ها: در پای پروتزی، ضربه جلوبرنده ($p=0/01$) و ضربه عمودی ($p=0/05$) نیروی عکس‌العمل زمین و سرعت بارگذاری ($p=0/03$) به ترتیب $5/82$ نیوتن، $63/25$ نیوتن، $12/8$ نیوتن بر ثانیه از پای سالم کمتر بود. زمان رسیدن به قله نیروی عکس‌العمل زمین نیز $4/9$ ثانیه در سمت پروتزی بیشتر از سمت سالم بود ($p=0/05$). ضربه ترمززننده، ضربه داخلی خارجی، قله نیروی ترمززننده، قله نیروی جلوبرنده و سرعت باربرداری پای پروتزی و پای سالم تفاوت معنی‌داری نداشت ($p>0/05$).

نتیجه‌گیری: بیشتر بودن ضربه جلوبرنده، ضربه عمودی و بارگذاری بر پای سالم نسبت به پای پروتزی در افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو نشان می‌دهد پای سالم مدت‌زمان بیشتری در معرض بارگذاری است.

کلیدواژه‌ها: پروتز، راه رفتن، قطع عضو

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۱۰/۰۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۳/۰۴

* نویسنده مسئول: ksharifmoradi@gmail.com

مقدمه

استفاده از پروتز، تغییراتی در راه رفتن افراد قطع عضو ایجاد می‌کند [1, 2]. از جمله تغییرات مشاهده‌شده در الگوی راه رفتن افراد قطع عضو می‌توان به تغییر در درصد زمان ایستایی بین پای سالم و پای پروتزی [3]، تغییر در طول گام [4, 5]، تغییر در کینماتیک لگن [6, 7]، کینماتیک تنه و مهره‌ها [8-11] و تغییر در کینتیک اندام تحتانی [12-14] اشاره کرد. این تغییرات نه تنها الگوی راه رفتن افراد قطع عضو را تغییر می‌دهد، بلکه باعث اعمال نیروهای نامتقارن به مفاصل اندام تحتانی و کمر شده، سفتی نامتقارن عضلات تنه در دو صفحه ساجیتال و فرونتال [15]، درد در کمر [16]، درد عضلات و تغییرات مخرب مفاصل را سبب می‌شود و حتی ستون فقرات را در معرض خطر ابتلا به اسکولیوز [17] قرار می‌دهد. بنابراین شناسایی چگونگی اعمال نیروهای عکس‌العمل زمین به اندام‌های تحتانی حین راه رفتن از اهمیت زیادی برخوردار است.

تحقیقات گذشته نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در بیماران قطع عضو را بررسی کرده‌اند. بعضی از تحقیقات صورت گرفته در بیماران قطع عضو بر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین [4, 18-22] تمرکز کرده‌اند، در حالی که تعداد کمی از تحقیقات بر نیروی قدامی خلفی [18, 19] و نیروی داخلی خارجی [18] متمرکز بوده‌اند. تحقیقات کمی هم به بررسی ضربه در افراد قطع عضو پرداخته‌اند [21, 23]. بعضی از این تحقیقات به عدم تفاوت معنی‌دار بین قله اول و دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین گروه قطع عضو و گروه نرمال اشاره داشتند [22]. دیگر تحقیقات بیان کردند که قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین در پای پروتزی کمتر از قله اول نسبت به پای سالم بود [20]. در مقابل بعضی از تحقیقات به عدم وجود تفاوت معنی‌دار در قله اول و دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی اشاره داشتند [4]. همچنین برخی مطالعات نشان دادند که مدت‌زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در پای سالم از پای پروتزی کمتر [20] و قله نیروی ترمززننده و جلوبرنده در پای پروتزی از پای سالم بیشتر است [21, 24, 25].

دیگر محققان نیز به بررسی اثر نوع پروتز و مفصل بر نیروی عکس‌العمل زمین پرداخته‌اند. آنها نشان دادند که حین راه رفتن با پنجه پروتزی ساج، ضربه جلوبرنده (قله دوم نیروی قدامی خلفی) پای سالم از پای پروتزی بیشتر است، در حالی که حین راه رفتن با پروتز CCII-MA (مفصل مچ پای چندمحوره با کربن II)، ضربه ترمززننده (قله اول نیروی قدامی خلفی) پای سالم از پای پروتزی بیشتر است [21]. همچنین نشان داده شد که پروتز با مفصل چندمحوره قابلیت افزایش نیروی جلوبرنده در پای پروتزی را دارد. اختلاف معنی‌داری بین نیروی ترمززننده و جلوبرنده بین پای سالم و پای پروتزی برای هر دو پنجه پروتزی ساج و CCII-MA وجود داشت [21].

انحراف معیار معادل ۱/۷۰ در فرمول لهر^[27] و با توان ۹۰٪ و با احتساب احتمال ریزش ۳۵ درصدی در گروه ۱۵ نفر در نظر گرفته شد که تعداد ۵ نفر از آزمودنی‌ها به دلیل عدم تکمیل آزمون‌ها، دچار ریزش شدند. جنسیت مرد، قطع عضو زیر زانو، نداشتن سابقه جراحی مهم یا هر گونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت راه رفتن در ۶ ماه گذشته، عدم وجود مشکل قلبی-عروقی، توانایی راه رفتن مستقل، استفاده از پروتز زیر زانو و عدم استفاده از وسیله کمکی به غیر از پروتز از شرایط ورود به تحقیق بود. عدم توانایی پیروی از دستورات و عدم تکمیل آزمون‌ها نیز معیار خروج از تحقیق بودند. در ابتدا روش انجام تحقیق برای آزمودنی‌ها تشریح شد و سپس برای شرکت در پژوهش از آنها رضایت‌نامه کتبی اخذ شد.

برای ثبت فازهای مختلف راه رفتن، از سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس (کمپانی کوالیسیس؛ سوئیس) شامل ۷ دوربین استفاده شد. اعتبار و روایی سیستم‌های تحلیل حرکت کوالیسیس بررسی شده است. سیستم تحلیل حرکت، یک سیستم دقیق برای اندازه‌گیری مسافت است و خطای اندازه‌گیری آن ۰/۶ میلی‌متر در یک مسافت ۳ متری است^[28]. برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از صفحه نیروی کیستلر به ابعاد ۵۰×۶۰ میلی‌متر (مدل AA ۹۲۶۰؛ کمپانی کیستلر؛ سوئیس) استفاده شد. این صفحه نیرو در وسط مسیر گام برداری قرار داشت. دوربین‌ها و صفحه نیرو همزمان بودند. شرکت سازنده، دقت صفحه نیروسنج را بسیار بالا و میزان خطای این سیستم را کمتر از ۱٪ اعلام کرده است^[29]. یک مسیر پیاده‌روی ۱۰ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد که نقطه شروع راه رفتن آزمودنی از فاصله ۵ متری از مرکز صفحه نیرو قرار داشت.

پروتکل قرارگیری مارکرها روی بدن براساس پروتکل مصوب دانشگاه استراتکلاید بود (شکل ۱)^[30]. فرکانس جمع‌آوری داده‌ها برای هر دو سیستم آنالیز حرکت کوالیسیس و صفحه نیرو ۱۲۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند^[31]. ثبت داده‌های کینماتیک با استفاده از نرم‌افزار کوالیسیس (نسخه ۲/۷؛ شرکت کوالیسیس؛ سوئیس) انجام شد. پس از کالیبره کردن دوربین‌ها و صفحه نیرو، ابتدا داده‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها شامل وزن، قد و طول پای سمت راست و چپ بدن ثبت شد. یک آزمون در وضعیت ایستا از آزمودنی گرفته می‌شد و سپس آزمودنی در مسیر تعیین‌شده با سرعت معمولی و بدون کفش راه می‌رفت و تصویر مارکرها هنگام راه رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت می‌شد. هر آزمودنی تعداد ۳ تریال راه رفتن را تکرار می‌کرد و میانگین این ۳ تریال برای تحلیل نهایی استفاده می‌شد. از آنجایی که آزمایشگاه تنها مجهز به یک صفحه نیرو بود، لذا اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین تنها از یک صفحه نیرو جمع‌آوری شد. از نرم‌افزار کوالیسیس برای ثبت فازهای ایستادن و نوسان و استخراج داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین چرخه راه رفتن استفاده شد.

در تحقیقات صورت‌گرفته روی بیماران قطع عضو بالای زانو نیز نیروی ترمزکننده، نیروی جلوبرنده، قله اول و دوم نیروی عکس‌العمل سطح و قله نیروی داخلی خارجی و همچنین ضربه نیروی ترمزکننده و جلوبرنده، در پای سالم به‌طور معنی‌داری از پای پروتزی بالاتر گزارش شده است^[23].

ضربه (انتگرال نیروی عکس‌العمل زمین) برای تحلیل بی‌قرینگی در راه رفتن و دویدن به کار برده شده است و نتایج حاکی از آن است که ضربه، شاخص موثری در ارزیابی نیروهای کف پای است. ضربه در اندازه‌گیری و تحلیل نیروهای وارد بر کف پای افرادی که دارای بی‌قرینگی گیت هستند یک متغیر مهم محسوب می‌شود، زیرا هم دامنه و هم مدت‌زمان نیروی عکس‌العمل زمین را در خود دارد. افراد قطع عضو اغلب با بی‌قرینگی راه می‌روند. این افراد به دلیل استفاده از پروتز حین راه رفتن، با ایجاد تغییراتی در نیرو و مدت‌زمان اعمال نیرو و تعدیل این دو متغیر بین پای سالم و پای پروتزی، سعی در جبران نقص عضو از این طریق می‌کنند^[25, 26]. تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین به‌تنهایی نمی‌تواند اطلاعات مفیدی در این زمینه فراهم کند. ضربه قادر خواهد بود جزئیات بیشتری در مورد بی‌قرینگی نیروهای عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی افراد قطع عضو ارائه دهد. بدین ترتیب چگونگی تعدیل نسبت نیرو و مدت‌زمان اعمال نیرو بین دو پای سالم و پروتزی از این طریق مشخص خواهد شد.

تحقیقات پیشین صورت‌گرفته روی افراد قطع عضو زیر زانو کمتر به بررسی اجزای نیروی عکس‌العمل زمین پرداخته‌اند. برخی از تحقیقات گذشته نیز دارای نقاط ضعفی هستند که تناقض در نتایج، دامنه سنی بالای آزمودنی‌ها، تحقیق روی آزمودنی‌های قطع عضو ناشی از بیماری‌های قلبی-عروقی، انجام تحقیقات به‌صورت گزارش موردی و بررسی قله نیروی عکس‌العمل سطح بدون توجه به ضربه ایجادشده، از نقاط ضعف این تحقیقات است. در تحقیق حاضر ضربه، سرعت بارگذاری نیرو، سرعت باربرداری نیروی وارده بر اندام تحتانی و زمان رسیدن به قله نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد قطع عضو زیر زانو که یا در اثر حادثه تصادف یا جنگ دچار قطع عضو شده بودند بررسی شد.

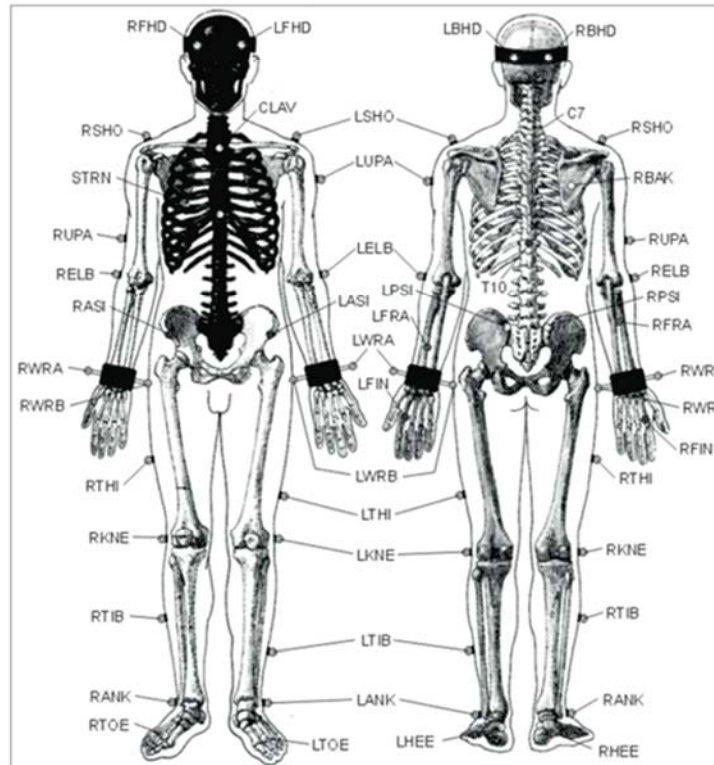
بنابراین هدف از تحقیق حاضر، تحلیل اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در پای سالم و پروتزی افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو حین راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها

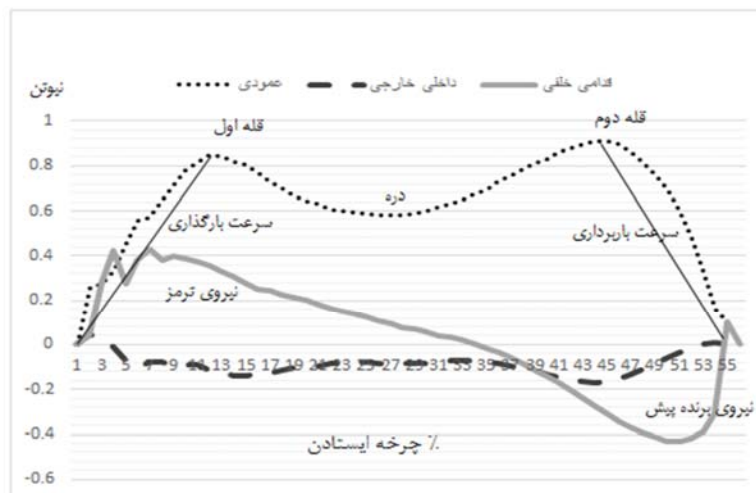
در تحقیق حاضر از نوع مشاهده‌ای-مقطعی که در سال ۱۳۹۲ انجام شد، تعداد ۱۰ فرد قطع عضو یکطرفه زیر زانو به‌روش نمونه‌گیری غیراحتمالی دردسترس از کلینیک‌های توان‌بخشی شهر اصفهان مورد مطالعه قرار گرفتند. حجم نمونه، با توجه به

مورد بررسی در تحقیق بودند (شکل ۲). ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. پس از اطمینان از توزیع نرمال داده‌ها، تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آماری T مستقل در محیط نرم‌افزار SPSS 22 صورت گرفت.

قله اول و دوم و دره نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، قله اول (نیروی ترمززننده) و دوم (نیروی جلوبرنده) نیروی قدامی خلفی عکس‌العمل زمین، قله نیروی داخلی خارجی عکس‌العمل زمین، ضربه کل، ضربه ترمززننده، ضربه جلوبرنده، ضربه عمودی و ضربه داخلی خارجی، سرعت بارگذاری و سرعت باربرداری، متغیرهای



شکل ۱) محل اتصال مارکرها به بدن. تعداد ۲۲ مارکر منعکس‌کننده نور مادون قرمز با قطر ۱۴ میلی‌متر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، کندهای داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس‌های اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلایویکولار در دو سمت راست و چپ، جناغ سینه، سر و مهره هفتم گردنی متصل شدند. همچنین ۴ کلاستر متشکل از ۴ مارکر، به سطوح قدامی ران و ساق پا (راست و چپ) متصل شدند.



شکل ۲) نیروی‌های عکس‌العمل زمین

جدول ۱) میانگین اجزای نیروی عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن در افراد قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو

متغیرها	میانگین آماری	سطح معنی‌داری
ضربه ترمززننده (نیوتن در ثانیه)		
پای سالم	۲۰/۶۳±۴/۲۸	۰/۲۲
پای پروتز	۱۶/۵۵±۹/۲۵	
ضربه جلوبرنده (نیوتن در ثانیه)		
پای سالم	۲۴/۹۰±۵/۷۵	۰/۰۱
پای پروتز	۱۹/۰۸±۲/۲۳	
ضربه داخلی خارجی (نیوتن در ثانیه)		
پای سالم	۲۹/۰۱±۴/۱۶	۰/۸۱
پای پروتز	۲۸/۶۳±۲/۷۷	
ضربه عمودی (نیوتن در ثانیه)		
پای سالم	۵۲۸/۹۶±۶۸/۰۹	۰/۰۵
پای پروتز	۴۶۵/۷۱±۶۸/۱۷	
ضربه کلی (نیوتن در ثانیه)		
پای سالم	۶۷۶/۸۰±۲۴۳/۱۰	۰/۰۹
پای پروتز	۵۳۱/۵۹±۷۷/۲۰	
قله نیروی ترمززننده (نیوتن)		
پای سالم	۱۰۴/۵۵±۳/۲۴	۰/۱۲
پای پروتز	۷۷/۵۰±۳۸/۶۷	
قله نیروی جلوبرنده (نیوتن)		
پای سالم	۱۲۳/۱۳±۲۸/۹۶	۰/۰۸
پای پروتز	۹۶/۴۰±۲۸/۸۲	
قله نیروی داخلی خارجی (نیوتن)		
پای سالم	۶۳/۵۷±۱۰/۲۳	۰/۰۱
پای پروتز	۵۴/۱۱±۴/۲۷	
قله اول نیروی عمودی (نیوتن)		
پای سالم	۸۲۱/۸۵±۱۳۵/۱۶	۰/۴۲
پای پروتز	۷۷۴/۱۵±۱۲۱/۳۸	
دره نیروی عمودی (نیوتن)		
پای سالم	۶۳۲/۷۸±۸۰/۱۶	۰/۷۸
پای پروتز	۶۲۴/۴۶±۵۰/۲۶	
قله دوم نیروی عمودی (نیوتن)		
پای سالم	۷۴۵/۸۸±۹۱/۵۰	۰/۵۳
پای پروتز	۷۱۸/۶۷±۹۸/۰۸	
زمان رسیدن به قله (ثانیه)		
پای سالم	۱۹/۶۰±۵/۰۰	۰/۰۵
پای پروتز	۲۴/۵۰±۵/۸۰	
سرعت بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)		
پای سالم	۴۲/۳۰±۱۶/۳۰	۰/۰۳
پای پروتز	۲۹/۵۰±۷/۸۰	
سرعت باربرداری (نیوتن بر ثانیه)		
پای سالم	۳۳/۲۰±۱۰/۷۰	۰/۸۸
پای پروتز	۳۲/۱۰±۶/۵۰	

یافته‌ها

تعداد ۱۰ فرد قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو در تحقیق شرکت کردند. میانگین سنی شرکت‌کنندگان در مطالعه، ۴۹/۳۰±۳/۸۰ سال،

مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در پاهای سالم و پروتزی در افراد قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو ۷۹

میانگین وزن آنها ۷۷/۵۰±۹/۹۰ کیلوگرم و میانگین قد آنها ۱۷۳/۲۰±۳/۴۰ سانتی‌متر بود. علت آسیب، در ۹ نفر تروما و در یک نفر سوختگی ذکر شد که در ۶ نفر مربوط به پای چپ و در ۴ نفر مربوط به پای راست بود. پروتزه‌های مورد استفاده در ۵ نفر سیستم مدولار با پنجه تک‌محوره اتوبوک و در هر یک از ۵ نفر دیگر شامل سیستم پدیلینی با پنجه ساچ اتوبوک و سافت سوکت فومی، سیستم مدولار با پنجه تک‌محوره و سافت سوکت لاینری، سیستم مدولار با پنجه ساچ اتوبوک و کاف استرپ، سیستم مدولار پنجه ساچ چینی، و سیستم مدولار با پنجه ساچ و کاف استرپ بود.

ضربه جلوبرنده و ضربه عمودی بین پای سالم و پای پروتزی افراد قطع عضو زیر زانو اختلاف معنی‌داری را نشان داد. در دیگر متغیرها شامل ضربه ترمززننده، ضربه داخلی خارجی و ضربه کلی هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین پای سالم و پای پروتزی مشاهده نشد. ضربه جلوبرنده در پای پروتزی ۵/۸۲ نیوتن، ثانیه از پای سالم کمتر بود. ضربه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نیز در پای پروتزی ۶۳/۲۵ نیوتن، ثانیه از پای سالم کمتر بود.

قله نیروی داخلی/خارجی بین پای سالم و پای پروتزی افراد قطع عضو زیر زانو اختلاف معنی‌داری را نشان داد و در سمت پروتزی ۹/۴۶ نیوتن کمتر از پای سالم بود. در قله نیروهای ترمزکننده، جلوبرنده، قله اول و دوم و دره نیروی عکس‌العمل زمین هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین پای سالم و پای پروتزی مشاهده نشد. اگر چه هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین قله اول نیروی خلفی (نیروی ترمززننده) در سمت سالم و سمت پروتزی مشاهده نشد، ولیکن قله اول نیروی قدامی خلفی (نیروی ترمززننده) در پای پروتزی ۲۷/۰۵ نیوتن از پای سالم کمتر بود.

زمان رسیدن به قله اول نیروی عکس‌العمل زمین و سرعت بارگذاری در دو سمت سالم و پروتزی به‌طور معنی‌داری با یکدیگر تفاوت داشت. سرعت رسیدن به قله نیروی عکس‌العمل زمین ۴/۹ ثانیه در سمت پروتزی بیشتر از سمت سالم بود. سرعت بارگذاری نیز ۱۲/۸ نیوتن بر ثانیه در سمت پروتز از سمت سالم کمتر بود. سرعت باربرداری بین دو پای سالم و پروتزی هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری نداشت (جدول ۱).

بحث

هدف از تحقیق حاضر، تحلیل اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در پای سالم و پروتزی افراد قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد اگر چه قله اول (نیروی ترمززننده) و دوم (نیروی جلوبرنده) نیروی قدامی خلفی و قله اول و دوم و دره نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در افراد قطع عضو زیر زانو نداشت، ولی ضربه جلوبرنده و ضربه عمودی در پای سالم به‌طور معنی‌داری از پای پروتزی حین راه‌رفتن بیشتر بود. همچنین سرعت بارگذاری در پای

سالم به‌طور معنی‌داری از پای پروتزی بیشتر بود.

تحقیقات پیرامون نیروی عکس‌العمل زمین در افراد قطع عضو کم است و تحقیقات صورت‌گرفته بیشتر قله نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را مورد بررسی قرار داده‌اند و از آنجا که متغیر زمان در بررسی نیرو به‌تنهایی لحاظ نمی‌شود، بسیاری از بی‌قرینگی‌های نیروهای وارد بر اندام تحتانی حین راه‌رفتن در این بیماران ناشناخته باقی می‌ماند. لذا بررسی همزمان نیرو و مدت‌زمان اعمال نیرو در این گروه، بینش جدیدی در این زمینه در اختیار متخصصان توان‌بخشی قرار می‌دهد و در توان‌بخشی این افراد موثر خواهد بود.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد اگر چه قله نیروی ترمزکننده و جلوبرنده و قله اول و دوم و دره نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری نداشت، ولی قله نیروی داخلی خارجی عکس‌العمل زمین در پای سالم به‌طور معنی‌داری از پای پروتزی بیشتر بود. نتایج تحقیق حاضر با نتایج سایر تحقیقات که نشان دادند قله اول و دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی تفاوت معنی‌داری نداشت^[4] مشابه است و با دیگر تحقیقات که نشان دادند اختلاف معنی‌داری در نیروی ترمزکننده و جلوبرنده عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای پروتزی وجود داشت، مغایرت دارد [۲۱، ۲۴، ۲۵]. علت مغایرت نتایج تحقیقات گذشته با نتایج تحقیق حاضر شاید به این دلیل باشد که تعداد نمونه‌ها در تحقیقات گذشته کم بوده است. همچنین نوع پروتزی که در تحقیقات استفاده شده، متفاوت است که می‌تواند در نتایج موثر باشد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که قله نیروی داخلی خارجی عکس‌العمل زمین در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت پروتزی بیشتر است. این نتیجه با نتیجه تحقیق کاسترو و همکاران همخوانی دارد^[23]. مچ پا یک مفصل چندمحوره است که توانایی حرکات مختلف سوپینیشن، پرونیشن، اداکشن و اداکشن را دارد^[32] و این کار از عهده مچ پای پروتزی ساخته نیست. نیمی از افراد قطع عضو تحقیق حاضر با پروتز ساچ و نیم دیگر با پروتز تک‌محوره راه می‌رفتند. مشخصاً توانایی پای سالم در توزیع نیرو در جهت داخلی خارجی از پای پروتزی که در صفحه ساجیتال و به‌صورت جزئی حرکت را انجام می‌دهد بیشتر است. مضافاً اینکه مدت‌زمان بیشتر فاز ایستایی پای سالم، نیاز به افزایش پایداری در صفحه فرونتال دارد که این مطلب باعث توزیع بیشتر نیرو در این صفحه می‌شود.

نتایج نشان داد ضربه جلوبرنده و ضربه عمودی اعمال‌شده روی پای سالم به‌طور معنی‌داری از این ضربه روی پای پروتز بیشتر بود. در تحقیقات ژمیتروویچ و همکاران که فقط ضربه قدامی خلفی را در بیماران قطع عضو دیابتی بررسی کرده بودند، نشان داده شد که در راه‌رفتن با پروتز ساچ، ضربه جلوبرنده در پای سالم به‌طور

معنی‌داری از پای پروتزی بیشتر است^[21]. همچنین کاسترو و همکاران نشان دادند ضربه نیروی ترمزکننده و جلوبرنده در بیماران قطع عضو بالای زانو در پای سالم به‌طور معنی‌داری از پای پروتزی بالاتر است^[23] که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر همخوانی دارد. ضربه، حاصل نیرو در مدت‌زمان اثر نیرو است. در بررسی نیروی عکس‌العمل زمین، لحاظ‌کردن مدت‌زمان اثر نیرو اطلاعات دقیق‌تری را ارائه کرده و تحلیل را نیز دقیق‌تر می‌سازد. این نتایج نشان می‌دهد که هنگام راه‌رفتن، افراد قطع عضو در فاز ایستایی، مدت‌زمان بیشتری را روی پای سالم استقرار می‌یابند و در عوض مدت‌زمان استقرار روی پای پروتزی کمتر است که در واقع این همان استراتژی است که بیماران قطع عضو زیر زانو از آن استفاده می‌کنند تا فقدان عملکرد عضلات و مفصل مچ پا را با آن جبران کنند. این استراتژی احتمالاً اجازه می‌دهد پای پروتزی مدت‌زمان بیشتری در فاز نوسان قرار بگیرد و در دامنه بیشتری نوسان پیدا کند تا بتواند علی‌رغم کمتر بودن ضربه پیش‌رونده تولیدی در پای پروتز، به طول گام مشابه یا نزدیک به پای سالم دست یابد.

نتایج همچنین نشان داد سرعت بارگذاری روی پای سالم به‌طور معنی‌داری از سرعت بارگذاری روی پای پروتزی بیشتر بود. با توجه به دانش نویسندگان، تاکنون تحقیقی که به بررسی سرعت بارگذاری و سرعت باربرداری پا پرداخته باشد وجود ندارد. بنابراین امکان مقایسه این نتایج وجود نداشت. مچ پا و عضلات پلاتنار فلکسور سالم مچ پا قادر خواهند بود بدن را به جلو و بالا هل داده و مرکز جرم را از یک پا به پای دیگر منتقل کنند. به‌دلیل فقدان مچ و عضلات اطراف آن در پای پروتزی، این مکانیزم مختل بوده و افراد قطع عضو زیر زانو قادر به فعالیت عضلات پلاتنار فلکسور مچ پا در هل‌دادن بدن به جلو و انتقال مرکز جرم به بالا و به سمت پای پروتزی نیستند. در نتیجه انتقال یکنواخت و موزون وزن از پای پروتزی به پای سالم مختل شده، پای سالم سریع‌تر بارگذاری می‌شود تا سریع‌تر فشار را از پای پروتزی بردارد و این به‌عنوان یک مکانیزم جبرانی ناشی از عدم توازن نیروهای جلوبرنده در پای پروتزی و پای سالم است.

از محدودیت‌های تحقیق حاضر، وجود تنها یک دستگاه صفحه نیرو داخل آزمایشگاه، تعداد کم آزمودنی‌ها و عدم وجود دستگاه الکترومیوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات آزمودنی‌ها بود. پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده با تعداد بیشتر آزمودنی و در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن انجام گیرد.

با توجه به اینکه افراد قطع عضو زیر زانو از یک مکانیزم جبرانی برای جبران فقدان عضو قطع‌شده استفاده می‌کنند، این مکانیزم می‌تواند بار وارده بر اندام سالم را افزایش و آن را در معرض خطر آسیب و تغییرات دژنراتیو قرار دهد. استفاده از پروتز جایگزین با قابلیت جذب و انتقال بهتر نیروها برای این افراد توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

بیشتر بودن ضربه جلوبرنده، ضربه عمودی و بارگذاری بر پای سالم نسبت به پای پروتزی در افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو نشان می‌دهد پای سالم مدت‌زمان بیشتری در معرض بارگذاری قرار می‌گیرد.

تشکر و قدردانی: نویسندگان مقاله از کلیه آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این تحقیق تشکر و قدردانی می‌نمایند.

تاییدیه اخلاقی: از تمام آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش رضایت‌نامه کتبی اخذ شد.

تعارض منافع: هیچ گونه تعارض منافع وجود ندارد.

منابع مالی: معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان پشتیبان مالی این پژوهش بوده است.

منابع

- Smith DG, Michael JW, Bowker JH, editors. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principle. 3rd edition. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons;2004.
- Denes Z, Till A. Rehabilitation of patients after hip disarticulation. Arch Orthop Trauma Surg. 1997;116(8):498-9.
- Sagawa Y, 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.
- Soares ASOdC, 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.
- 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. 2002;27(5):E109-20.
- 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):1-20.
- Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. Clin Biomech. 2011;26(6):572-8
- 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. 2014;29(3):235-42.
- 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.
- 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.
- Morgenroth DC, Orendurff MS, Shakir A, Segal A, Shofer J, Czerniecki JM. The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees. AM J Phys Med Rehabil. 2010;89(8):635-43.
- 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.
- Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. Gait Posture. 2008;28(4):602-9.
- Silverman AK, Neptune RR. Three-dimensional knee joint contact forces during walking in unilateral transtibial amputees. J Biomech. 2014;47(11):2556-62.
- 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.
- Kulkarni J, Gaine W, Buckley J, Rankine J, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. Clin Rehabil. 2005;19(1):81-6.
- Burke M, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. Ann Rheum Dis. 1978;37(3):252-4.
- Menard MR, McBride ME, Sanderson DJ, Murray DD. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73(5):451-8.
- Mizuno N, Aoyama T, Nakajima A, Kasahara T, Takami K. Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below-knee amputees. Prosthet Orthoti Int. 1992;16(3):174-8r.
- Barr AE, Siegel KL, Danoff JV, McGarvey CL, Tomasko A, Sable I, et al. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. Phys Ther. 1992;72(5):344-54.
- Zmitrowicz 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.
- Esposito ER, Whitehead JMA, Wilken JM. Sound limb loading in individuals with unilateral transfemoral amputation across a range of walking velocities. Clin Biomech. 2015;30(10):1049-55.
- Castro MP, Soares D, Mendes E, Machado L. Plantar pressures and ground reaction forces during walking of individuals with unilateral transfemoral amputation. Physic Med Rehabil. 2014;6(8):698-707.
- Snyder RD, Powers CM, Fountain C, Perry J. The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. J Rehabil Res Dev. 1995;32(4):309-15.
- Arya AP, Lees A, Nerula H, Klenerman L. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. Prosthet Orthoti Int. 1995;19(1):37-45.
- Prince F, Allard P, Therrien R, McFadyen B. Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. Prosthet Orthoti Int. 1992;16(1):19-24.
- Kirkwood BR, Sterne JA. Essentials of medical statistics. 2nd edition. London: Blackwell Scientific Publications; 1988.

gait analysis and plug-in gait protocol. *Gait Posture*. 2014;39(supple 1):S9-10.

31- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Aed Res*. 1989;7(6):849-60.

32- Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. 5th edition. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2011.

28- Richards JG. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum Mov Sci*. 1999;18(5):589-602.

29- Hall M, Fleming H, Dolan M, Millbank S, Paul J. Static in situ calibration of force plates. *J Biomech*. 1996; 29(5):659-65.

30- Papi E, Ugbohue UC, Solomonidis S, Rowe PJ. Comparative study of a newly cluster based method for