



Energy Storing and - Revealing Prosthetic Feet; A Review Study

ARTICLE INFO

Article Type

Systematic Review

Authors

Fereshtenejad N.¹ MSc,

Pol F.* MSc,

Tahmasebi T.¹ PhD,

Ebrahimi A.¹ MSc

How to cite this article

Fereshtenejad N, Pol F,

Tahmasebi T, Ebrahimi A.

Energy Storing and - Revealing

Prosthetic Feet; A Review Study.

Iranian Journal of War & Public

Health. 2014;6(3):73-79.

ABSTRACT

Aims Since 1990 a new generation of prosthetic feet as “energy storing” in order to improve the performance and mobility of amputees entered to the markets. The aim of this study was to expansion and explanation of the concept of energy and terms relating to energy transfer as well as an overview of energy storing and returning measurement of prosthetic.

Information & Methods In this review study, a systematic search of electronic databases, Google Scholar and PubMed was done and papers published from 1950 to 2013 were studied. Key words used were included various combinations of energy analysis, ESAR prosthetic feet and their synonym terms.

Findings The results obtained from articles classified and examined in the three domains of concepts of energy and energy-related terms, methods of energy analysis in the prosthetic feet and functional classifications and naming of the feet enable to energy storing.

Conclusion Analysis of the structure and components of prosthesis make it possible to understand how it works. One of the major issues in the analysis of energy transfer of prosthesis is the proper amount of absorption and energy release and the effect of it on amputee. Optimal performance and health of amputee is effective in designing these kinds of prosthesis.

Keywords Prosthetic Design; Energy Transfer; Foot; Efficiency;

CITATION LINKS

- [1] A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic ... [2] Energy storage and return prostheses: Does patient perception correlate ... [3] Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet ... [4] Energy loss and stiffness properties of dynamic elastic response ... [5] Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different ... [6] The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in ... [7] Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait ... [8] A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning ... [9] The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial ... [10] Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms ... [11] Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of ... [12] Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with ... [13] 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 ... [14] Carbon fibre prostheses and running in amputees ... [15] The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: A demographic ... [16] Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled ... [17] Evidence for physiotherapy practice: A survey of the Physiotherapy ... [18] Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices ... [19] Mechanical efficiency during gait of adults with transtibial amputation: A pilot study comparing the SACH, Seattle, and Golden-Ankle prosthetic ... [20] Energy storing feet: A clinical ... [21] Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic ... [22] Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic ... [23] Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic ... [24] A new technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot ... [25] Energy-storing prosthetic ... [26] Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response ... [27] Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic ... [28] Manufacture of energy storage and return prosthetic ... [29] Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking ... [30] Lower limb amputation Part 3: Prosthetics-a 10 year literature ... [31] Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: Biomechanical analysis related to user... [32] Specialized prostheses for activities ... [33] Biomechanical analysis of the influence of ...

* Orthotic & Prosthetic Department, Rehabilitation Sciences School, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

¹ Orthotic & Prosthetic Department, Rehabilitation Sciences School, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Correspondence

Address: No. 123, Shahzade Ebrahim Alley, Azar street, Isfahan, Iran. Postal Code: 81347-96849

Phone: +98 3112336289

Fax: +98 3112255891

maryam_pol68@yahoo.com

Article History

Received: October 6, 2013

Accepted: February 22, 2014

ePublished: April 2, 2014

پنجه‌های پروتزی ذخیره- و آزادکننده انرژی: مطالعه

مروری

نیلوفر فرشته‌نژاد MSc

گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

فاطمه پل* MSc

گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

طهمورث طهماسبی PhD

گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

اعظم ابراهیمی MSc

گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

اهداف: از دهه ۱۹۹۰ نسل جدیدی از پنجه‌ها با عنوان پنجه‌های "ذخیره‌کننده انرژی" به منظور ارتقای عملکرد و تحرک بیماران وارد بازار شد. هدف از این مطالعه، شرح و بسط مفهوم انرژی و واژگان مرتبط با انتقال انرژی در پروتز و نیز مروری بر اندازه‌گیری ذخیره و بازگشت انرژی پروتزی بود.

اطلاعات و روش‌ها: در این مطالعه مروری، جستجوی نظام‌مندی در پایگاه‌های الکترونیکی گوگل اسکالر و پابمد انجام شد و مقالات چاپ‌شده از سال ۱۹۵۰ تا ۲۰۱۳ مورد بررسی قرار گرفت. واژگان کلیدی مورد استفاده شامل ترکیبات مختلف آنالیز انرژی، پنجه پروتزی ESAR و همچنین واژه‌های مترادف آنها بود.

یافته‌ها: نتایج به‌دست‌آمده از مقالات در سه حوزه مفاهیم انرژی و واژگان مرتبط با انتقال انرژی، شیوه‌های آنالیز انرژی در پنجه‌های پروتزی و طبقه‌بندی‌های عملکردی و نام‌گذاری پنجه‌هایی با قابلیت ذخیره انرژی دسته‌بندی شد و مورد بررسی قرار گرفت.

نتیجه‌گیری: تجزیه و تحلیل ساختار و قطعات یک پروتز، درک چگونگی عملکرد و رفتار آن را ممکن می‌سازد. یکی از موارد اساسی در آنالیز انتقال انرژی پروتز، مقدار مناسب جذب و آزادسازی انرژی و نیز تاثیرات آن بر فرد است. عملکرد مطلوب و سلامت فرد قطع عضو، در طراحی این گونه پروتزها است.

کلیدواژه‌ها: پنجه پروتزی؛ آنالیز مفهوم انرژی؛ ذخیره انرژی؛ هدررفت انرژی؛ کارایی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۰۷/۱۴

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۱۲/۰۳

* نویسنده مسئول: maryam_pol68@yahoo.com

مقدمه

راه‌رفتن یک فعالیت مهم روزانه است که در عین حال بسیار ساده جلوه می‌کند. اما این امر در مورد افراد "قطع عضو" که باید یاد بگیرند عملکردشان را با عضلات از دست‌رفته و حس تغییر یافته‌شان

وفق داده و با پروتزشان جبران کنند، بسیار دشوار است [۱]. بیش از دهه ۱۹۸۰ بیشتر پنجه‌های پروتزی با هدف بازگرداندن راه‌رفتن ابتدایی و انجام امور ساده طراحی می‌شد [۲]. اما آرزوی افراد قطع عضو برای شرکت در فعالیت‌های ورزشی و نیازهای بسیار ورزشکاران موجب پیشرفت نسل جدیدی از پنجه‌ها با عنوان پنجه‌های "ذخیره‌کننده انرژی" شد تا بتوانند حرکات دینامیک بیشتری نسبت به پنجه‌های ساده قدیمی داشته باشند [۲]. این سیستم جدید از پنجه‌ها که در مقالات با عناوین مختلفی چون پروتزه‌های دینامیک [۱]، DER (پاسخ الاستیک دینامیک) [۳، ۴] و ESPF (پنجه پروتزی ذخیره‌کننده انرژی) [۲، ۵، ۶] خوانده می‌شوند، در ابتدای فاز استانس، انرژی را ذخیره کرده و در انتهای فاز استانس (طی راه‌افتادن) آن را به فرد باز می‌گرداند و بدین ترتیب به‌طور غیرارادی به پیشروی بدن به جلو کمک می‌کنند [۴-۱].

تحقیقات گسترده، استفاده از این گونه پنجه‌ها را از جنبه‌های مختلف ارزیابی کرده و بیان داشته است که میزان مصرف انرژی افراد قطع‌عضو اندام تحتانی بیش از افراد سالم بوده و با بالا رفتن سطح قطع عضو این مقدار نیز افزایش می‌یابد [۷]. همچنین نشان داده شده است که فعالیت عضلات اندام تحتانی این افراد نسبت به گروه افراد سالم که از نظر سرعت راه‌رفتن با هم یکسان بودند، بیشتر و طولانی‌تر بوده است [۶].

نگاهی بر مقالات نشان می‌دهد که این پنجه‌ها گشتاور پلانترفلکسوری را طی راه‌افتادن، افزایش داده و موجب کاهش مصرف انرژی فرد قطع عضو می‌شوند [۱، ۳، ۷]. البته برخی مطالعات نشان داده‌اند مزایای پنجه فیزیکی فبیرکربی از لحاظ مصرف انرژی صرفاً در سرعت‌های بالاتر از ۵ کیلومتر بر ساعت بروز داده می‌شود [۷]. مطالعات الکترومایوگرافی نیز نشان می‌دهد که استفاده از این گونه پنجه‌ها موجب کاهش فعالیت عضلات همسترینگ باقی‌مانده و به‌تأخیرافتادن عملکرد چهارسرانی می‌شود. از سوی دیگر، بیماران پروتزی ابراز داشته‌اند که با استفاده از این پنجه‌ها سریع‌تر راه‌رفته، الگوی حرکت باثبات‌تری داشته و احساس راحتی بیشتری دارند [۱، ۶]. همچنین این وسایل مقدار نیروی عکس‌العمل زمین را که برای پیش‌راندن بدن نیاز است، افزایش می‌دهند و استرس‌های برشی و فشاری روی سوکت را توزیع می‌کنند [۶]. نهایتاً این پنجه‌ها به موفقیت چشمگیری رسیدند و به‌سرعت موجب پیشرفت طراحی پروتزها شدند [۲]. از جمله این پنجه‌ها می‌توان به سیتل (Seattle)، SAFE، STEN، دینامیک (Dynamic)، کوآنتوم (Quantum)، تورواستپ (TruStep)، کربن‌کپی II (Carbon Copy II)، رفلکس‌وی‌اس‌پی (Reflex VSP)، اسپریگلایت‌ادوتیج‌دی‌پی (Spriglite advantage DP) و اوهایو ویلو وود پتفایندر (Ohio Willow Wood Pathfinder) اشاره نمود [۲، ۱۴-۸].

عروقی یا اسکلتی- عضلانی نداشتند و باقی‌مانده عضو آنها نیز هیچ گونه عارضه پوستی، درد، حساسیت و تغییرحجمی نداشت و علاوه بر این، شیوه اندازه‌گیری انرژی در مقالات برگزیده به‌طور کامل شرح داده شده بود.

واژگان کلیدی مورد استفاده شامل ترکیبات مختلف و مترادفات کلماتی چون پروتزه‌های ذخیره‌کننده انرژی، ذخیره و بازگشت انرژی، آنالیز انرژی و اندازه‌گیری انرژی بود. برای گسترش دامنه این جستجوها و دربرگیری تعداد مقالات بیشتر، از MESH (عناوین مباحث پزشکی) نیز استفاده شد.

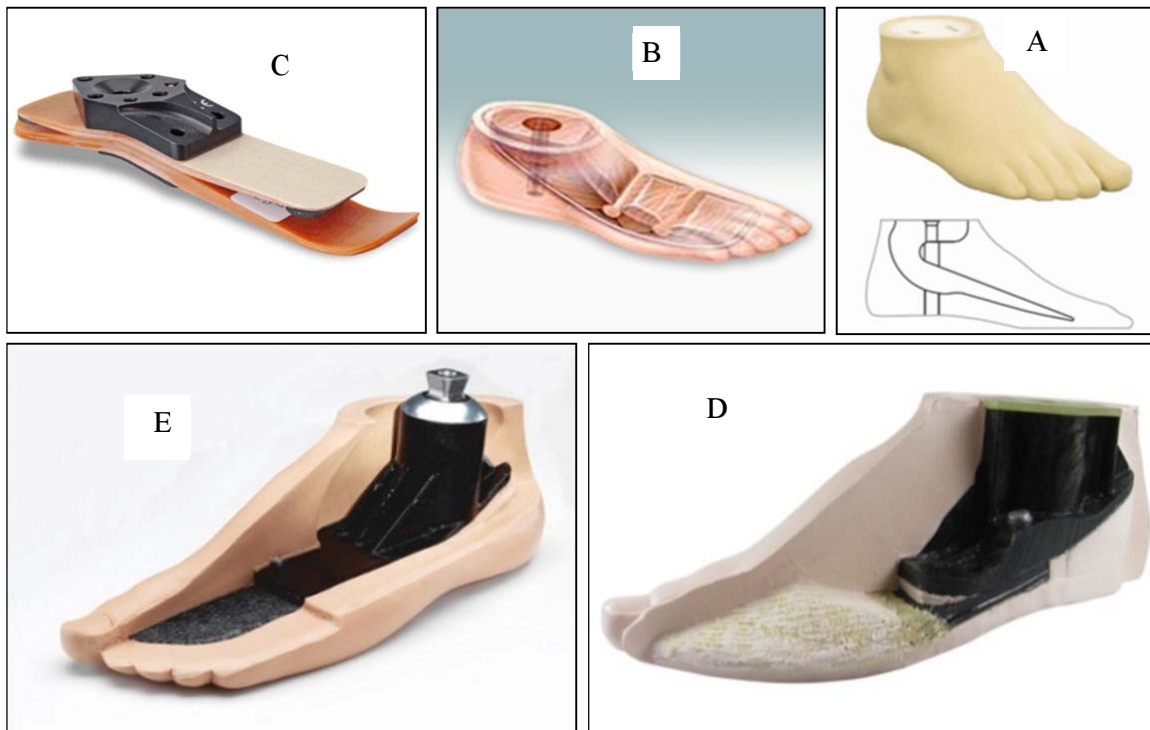
در نهایت، کیفیت مطالعات نیز با استفاده از ابزار PEDro مورد بررسی قرار گرفت. این مقیاس بر اساس ۱۰ معیار تعیین‌شده، درجات اعتباری بین یک تا ۱۰ را به مقالات اختصاص می‌دهد. در ارزیابی مقالات با ابزار PEDro در صورتی که مقاله‌ای امتیاز ۶ یا بالاتر را دریافت کند، بدین مفهوم است که مطالعه مذکور دارای کیفیت بالایی بوده و در غیر این صورت مطالعه از کیفیت پایینی برخوردار بوده است. اعتبار و صحت این آزمون به‌عنوان ابزاری برای ارزیابی کیفیت مطالعات پژوهشی به‌اثبات رسیده است [۱۷-۱۵].

تحقیقات بسیاری به بررسی انواع این پنجه‌ها پرداخته است، اما مشکل عمده در این زمینه تفاوت در روش‌های اندازه‌گیری ذخیره و بازگشت انرژی است. هدف از این مطالعه، شرح و بسط مفهوم انرژی و واژگان مرتبط با انتقال انرژی در پروتز و نیز مروری بر اندازه‌گیری میزان ذخیره و بازگشت انرژی پروتزی بود.

اطلاعات و روش‌ها

در این مطالعه مروری، در ابتدا با جستجوی نظام‌مند در پایگاه‌های الکترونیکی PubMed و Google Scholar، ۵۴ مقاله چاپ‌شده در این حوزه از سال ۱۹۵۰ تا ۲۰۱۳ میلادی مورد بررسی قرار گرفت و با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج از مطالعه، ۲۳ مقاله برای بررسی نهایی انتخاب شد. تمامی مقالات منتخب به زبان انگلیسی بودند. مقالاتی مورد بررسی قرار گرفتند که در آنها نمونه‌ها به‌علت تروما، پای خود را از دست داده بودند و قطع عضو از مقطع استخوان تیبیا بود. همچنین نمونه‌ها بدون وسیله کمکی مستقلاً توانایی راه‌رفتن داشتند. بیماران هیچ‌گونه اختلال عصبی، قلبی-

شکل ۱) انواع پنجه‌ها؛ سیتل فوت (A) [۶]، STEN (B) [۷]، کوآتوم (C) [۱۰]، کربن کپی (D) [۲۰]، SACH (E) [۲۱]



یافته‌ها

نتایج به‌دست‌آمده از مقالات مورد نظر در سه حوزه "توجه به مفاهیم انرژی و واژگان مرتبط با انتقال انرژی"، "بررسی شیوه‌های آنالیز انرژی در پنجه‌های پروتزی" و "بررسی طبقه‌بندی‌های عملکردی و نام‌گذاری پنجه‌هایی با قابلیت ذخیره انرژی" دسته‌بندی شدند.

مفهوم انرژی و واژگان مرتبط با انتقال انرژی

- قوانین ذخیره انرژی: در بسیاری موارد، کار و انرژی به‌جای هم به‌کار می‌رود. اما در واقع، کاری که به‌واسطه یک جسم انجام می‌شود کمتر از انرژی است که در آن ذخیره می‌شود و علت آن هدررفت انرژی به‌صورت صوت، حرارت و غیره است.

- انرژی ذخیره‌شده و بازگردانده‌شده: به‌منظور تشریح کاربرد این دو اصطلاح در پروتزها می‌توان از مفاهیم الاستیسیته و ویسکوالاستیسیته استفاده نمود.

- الاستیسیته و ویسکوالاستیسیته: از لحاظ تئوری، یک فنر الاستیک فشرده‌شده زمانی که کار می‌کند می‌بایست ۱۰٪ انرژی پتانسیل ذخیره‌کرده را آزاد نماید و به همان شیوه که فشرده شده است به‌شکل اولیه خود باز گردد. اما در واقع به‌علت هدررفت انرژی هیچ فنری ۱۰٪ کارایی را نداشته و در مسیر دیگری به‌جای اولیه خود باز می‌گردد. این رفتار تحت عنوان ویسکوالاستیسیته خوانده می‌شود [۱۴].

- انرژی هدررفته: ناحیه حاصل از تفاضل قسمت‌های بارگذاری و باربرداری منحنی بار- تغییرشکل ماده ویسکوالاستیک، مقدار هدررفت انرژی را نشان می‌دهد [۱، ۱۴].

- انرژی کل: از مجموع دو پارامتر انرژی ذخیره‌شده و انرژی بازگردانده‌شده حاصل می‌شود [۱۴، ۱۸].

- مزیت مکانیکی: نسبت کار انجام‌شده طی فازهای برگرداننده انرژی (راه‌افتادن) به انرژی هدررفته یا ذخیره‌شده طی فاز ذخیره‌کننده انرژی (فاز میانی استانس) است که بر اساس درصد ذکر می‌شود [۱۴، ۱۹].

برای سهولت می‌توان پنجه پروتز را به‌صورت یک فنر مکانیکی ساده در نظر گرفت. طی راه‌رفتن، وزن بدن موجب بارگذاری و فشرده‌شدن فنر می‌شود. این انرژی ذخیره شده و نهایتاً به‌صورت کار آزاد می‌شود. کار به‌صورت انتگرال منحنی نیرو- تغییر شکل (توان عضله) محاسبه شده و انرژی پتانسیل فنر فشرده‌شده نیز منطقه زیر منحنی است [۱۹].

در مطالعه روی پروتزهای ESAR (ذخیره‌کننده و بازگرداننده انرژی الاستیک)، بسیاری محققان کار ورودی طی فازهای مختلف راه‌رفتن را به‌عنوان انرژی در نظر گرفته‌اند. به‌علت این که تغییر شکل کلی سیستم داخلی پروتز (فنرها) مستقیماً قابل اندازه‌گیری نیست، مقدار انرژی ذخیره‌شده و بازگردانده‌شده توسط پروتز با انتگرال‌گیری منحنی توان- زمان مفصل میج پا که توسط سیستم‌های آنالیز حرکت به‌دست می‌آید، محاسبه می‌شود. در حقیقت، نرم‌افزار آنالیز حرکت قادر است توان مفاصل را توسط داده‌های فورس‌پلیت و دیگر اطلاعات کینماتیکی تخمین بزند.

شیوه‌های آنالیز انرژی در پنجه‌های پروتز

- آنالیز عملکردی: ساده‌ترین روش برای تعیین ویژگی‌های انرژی در قطعات پروتزی است که در آن از یک آزمون عملکردی ساده به‌همراه آنالیزهای کامپیوتری استفاده می‌شود. در این تکنیک، هر پنجه به‌طور مجزا به پوگواستیک (Pogo Stick) که بخش دربرگیرنده قطعه مورد تحلیل در دستگاه است، متصل شده و آزمون کششی هویینگ روی آن صورت می‌گیرد [۲۰]. طی ۱۰ بار تکرار آزمون، میانگین حداکثر جابه‌جایی عمودی پوگو که در واقع

نشان‌دهنده انرژی بازگشتی کیل است، اندازه گرفته می‌شود. در این شیوه، پنجه‌ها بر اساس میزان جابه‌جایی پوگواستیک طبقه‌بندی می‌شوند.

- آنالیز مکانیکال: در این روش، پروتز داخل یک پرس مکانیکی که دائماً مقدار نیرو و تغییر شکل را ثبت می‌کند، تحت اعمال نیرو قرار می‌گیرد. مقدار هدررفت انرژی پنجه در این سیستم متناسب با مقدار اتلاف انرژی پنجه طی راه‌رفتن است [۲۱].

- آنالیز کینتیکی: رایج‌ترین روش برای ارزیابی ساختار پروتز از لحاظ ذخیره و آزادسازی انرژی است. در بسیاری از نرم‌افزارهای آنالیز حرکت با داده‌های کینتیکی و کینماتیکی حاصله (گشتاور مفصل میج پا و سرعت زاویه‌ای آن) می‌توان مفصل را تخمین زد. با استفاده از انتگرال منحنی توان-زمان نیز می‌توان میزان انرژی ذخیره و آزادشده را محاسبه نمود. در این تکنیک، طبقه‌بندی بر اساس انرژی کل صورت خواهد گرفت و پنجه‌ها در ۳ دسته با انرژی بالا، حد متوسط و حد پایین قرار می‌گیرند [۲۳-۲۱].

- آنالیز ریاضی: روش دیگری است که اخیراً برای آنالیز ساختارهای ذخیره‌کننده و بازگشت‌دهنده انرژی در پروتزها ابداع شده است. در این شیوه، توان لحظه‌ای طی راه‌رفتن از مجموع توان خطی و توان چرخشی محاسبه می‌شود. انرژی ذخیره‌شده و آزادشده در پروتز با محاسبه انتگرال جریان توان در یک نقطه خاص از پروتز نسبت به زمان به‌دست می‌آید [۲۴]. این مقدار از مجموع توان خطی و توان چرخشی محاسبه خواهد شد. این شیوه در حقیقت، به‌منظور تکمیل تکنیک آنالیز کینتیکی ایجاد شده است تا در عین حال که انرژی ذخیره و بازگشت‌شده در پاشنه و کیل (اهرم سخت داخل پنجه) را بررسی می‌کند، مقدار این انرژی را در روکش زیبایی پروتز نیز بررسی نماید [۱۹].

طبقه‌بندی عملکردی و نام‌گذاری

محدودیت‌ها در توصیف مفهوم انرژی در پنجه‌های پروتزی منجر به نام‌گذاری‌های نادرست آنها شده است. دو واژه عمده که در توصیف پنجه‌های پروتزی با قابلیت ذخیره و بازگشت انرژی به‌کار می‌رود، ESPF (پنجه پروتزی ذخیره‌کننده انرژی) و DER (پاسخ الاستیک دینامیک) است. واژه ESPF برای اولین بار در اواخر دهه ۱۹۸۰ با طراحی متفاوتی نسبت به پنجه قدیمی‌تر SACH مطرح شد [۲، ۲۵]. اما این واژه کاملاً توصیف‌کننده ویژگی‌های این گونه پنجه‌ها نیست، زیرا صرفاً بیانگر وضعیت ذخیره انرژی در آنها است. اصطلاح DER که برای اولین بار در اوایل دهه ۱۹۹۰ مطرح شد، علی‌رغم این که نمایانگر خم‌شدن پنجه پروتزی و تبدیل انرژی پتانسیل به انرژی جنبشی (حرکتی) است، اما نشان‌دهنده اتلاف انرژی در پنجه نیست. بنابراین این واژه بیانگر انرژی هدررفته پاشنه و کیل (بخشی از ساختار پنجه‌های پروتزی که اجازه حرکات پنجه را می‌دهد) نیست، افزون بر این که واژه الاستیک برابری نواحی ذخیره و بازگشت انرژی را برای شنونده تداعی می‌کند [۳، ۴، ۱۸،

سؤال که آیا انرژی ذخیره‌شده در پروتز در مرحله پاسخ بارگذاری (انرژی ذخیره‌شده در پاشنه) به انرژی که در فاز نهایی راه‌رفتن آزاد می‌شود (انرژی که توسط کیل آزاد می‌شود) تبدیل می‌شود یا این که صرفاً هدر می‌رود، از اهمیت بالایی برخوردار است. در هر حال، انرژی آزادشده تنها بخشی از انرژی ذخیره‌شده است. این گونه تصور می‌شود که اگر طراحی‌های پروتزی به‌گونه‌ای اصلاح شود که انرژی ورودی به‌صورت کارآمدتری مورد استفاده قرار گیرد، عملکرد فرد قطع عضو، به‌میزان بسیار زیادی افزایش خواهد یافت.

بر اساس مطالعات، اصطلاحی که امروزه برای توصیف دقیق‌تر عملکرد و ویژگی‌های این گونه تجهیزات پروتزی پیشنهاد می‌شود، "پروتز ESAR" است. اما به‌کاربردن این واژه، طیف وسیع این گونه پروتزها را از هم تفکیک نمی‌کند. بدین ترتیب می‌توان برای طبقه‌بندی پروتزها بر اساس ویژگی‌های عملکردی از همان پارامترهای انتقال انرژی استفاده کرد. از آنچه در قسمت یافته‌ها گفته شد می‌توان این گونه برداشت کرد که مزیت مکانیکی، فاکتور مناسبی برای طبقه‌بندی پنجه‌ها نیست؛ زیرا پنجه‌ای که مقدار اندکی انرژی را ذخیره و آزاد می‌کند می‌تواند از مزیت مکانیکی بالایی برخوردار باشد [۸، ۱۹]. /هارا، استفاده از مقدار انرژی کل را پیشنهاد می‌کند. بدین ترتیب انرژی ذخیره و آزادشده از اهمیت یکسانی برخوردار است. در صورتی که اگر انرژی ذخیره‌شده از مقدار بالاتری برخوردار باشد حرکات بدن به‌علت جذب انرژی بسیار یکنواخت‌تر خواهد بود. افزون بر این، در این شیوه هر انرژی دوبار محاسبه شده و از محاسبه انرژی هدررفته صرف‌نظر می‌شود [۱، ۶، ۱۹، ۲۹]. نهایتاً پوستیما به بررسی انرژی هدررفته پرداخت که نتایج او در تایید مزایای پروتزهای ESAR است [۳۰، ۳۱]. معیار دیگر که برین پیشنهاد کرده، HK (پاشنه- کیل) است [۵] که بر پایه آن پروتزهای ESAR بر اساس میزان تطابق (که در ارتباط با انرژی ذخیره‌شده است) و پاسخ (که در ارتباط با کارایی انرژی است) پاشنه و کیل دسته‌بندی می‌شوند [۳۲]. دسته‌بندی HK کلیتی از ۵ دسته پروتز فراهم کرده و آنها را بر اساس ظرفیت عملکردی‌شان طبقه‌بندی می‌کند. این مقیاس با هدف ارتقای سیستم‌های ارزیابی کلینیکی طراحی شده است، اما مطالعات بیشتری برای تکمیل این دسته‌بندی نیاز است. با این که از روش‌های مهندسی و آنالیز راه‌رفتن برای تجزیه و تحلیل میزان تطابق و پاسخ این گونه پروتزها استفاده می‌شود، اما همچنان داده‌های کلینیکی برای تعیین استفاده عملکردی و تعیین پنجه مناسب برای هر سطح از فعالیت نیاز است.

بر اساس سیستم آنالیز عملکردی، پنجه‌های فلکس‌فوت، کرن‌کیپی II، سیتل‌فوت، STEN، SAFE، SACH و دینامیک‌فوت به‌ترتیب از بیشترین به کمترین مقدار جابه‌جایی پیوستگی دسته‌بندی می‌شوند [۲۰]. بر اساس این شیوه، پنجه‌هایی که انرژی بیشتری برای تغییر شکل نیاز دارند یا به عبارتی کارایی کمتری

۲۶، ۲۷]. برای نام‌گذاری این گونه پنجه‌ها باید واژه‌ای به‌کار رود که توصیف‌کننده هر دو عملکرد ذخیره و بازگشت انرژی هم در پاشنه و هم در کیل باشد (چهار ناحیه منحنی توان- زمان). در نهایت، واژه پروتزهای ESAR (ذخیره‌کننده و بازگرداننده انرژی الاستیک) مطرح شد که هم نشان‌دهنده قابلیت ذخیره انرژی در این پروتزها و هم قابلیت بازگشت انرژی است. افزون بر این، بر قابلیت انتقال انرژی به فرد قطع‌عضو طی راه‌رفتن نیز دلالت دارد [۵، ۶].

بحث

این مقاله مروری سعی بر این داشته است تا با شرح مفاهیم انرژی و اصطلاحات مربوطه به بررسی پنجه‌های پروتزی ESAR بپردازد و بدین ترتیب، با ارایه واژگان مناسب و کاربردی‌تر، شیوه‌ای نو در تجزیه و تحلیل و طبقه‌بندی عملکردی این گونه پروتزها فراهم کند.

اولین پنجه در این سری در سال ۱۹۸۱ با عنوان سیتل‌فوت وارد بازار شد (شکل ۱؛ A) که دارای یک کیل منعطف (کیل فنریغه‌ای) داخل یک شل پلی‌یورتانی است. این کیل طی بازه بارگذاری به‌صورت یک فنر الاستیکی عمل کرده، خم شده و سپس بخشی از انرژی ذخیره‌شده را در اواخر سیکل گیت (جداشدن پنجه پا از زمین) باز می‌گرداند [۲، ۴، ۶، ۱۰، ۳۰-۲۸]. طراحی‌های بعدی نیز الگویی مشابه با این پنجه داشتند که با عناوین STEN، SAFE (شکل ۱؛ B)، دینامیک، کوآتوم (شکل ۱؛ C)، تورواستپ و کرن‌کیپی II (شکل ۱؛ D) وارد بازار شدند [۱، ۷، ۸، ۱۰، ۱۳، ۱۴]. نهایتاً نوع متفاوت و پیچیده‌تری از پروتزها با نام فلکس‌فوت (Flex Foot) معرفی شد که شامل یک بدنه از فیبرهای کربنی منعطف و یک پاشنه فنری است که به کل طول پروتز و نه تنها پنجه آن امکان خم‌شدن، جذب و بازگشت انرژی را می‌دهد. طراحی‌های بعدی که ویژگی‌های این پنجه را ارتقا دادند با نام‌های رفلکس‌وی‌اس‌پی، اسپریگلایت‌ادونتیج‌دی‌پی (Spriglite Advantage DP) و اوهایو ویلو وود پتفایندر (Ohio Willow Wood Pathfinder) وارد بازار شدند [۹، ۲۶].

برای درک عملکرد و ویژگی‌های پروتزهای ESAR، دانستن مفاهیم چگونگی انتقال انرژی امری اجتناب‌ناپذیر است. در نگاه اول این گونه برآورد می‌شود که مقالات از تعیین و افتراق دو جزء ذخیره‌کننده انرژی در این گونه پروتزها یعنی پاشنه و پنجه قاصر بوده‌اند و غالباً آنها را به‌عنوان یک واحد در نظر گرفته‌اند یا به‌علت این که عملکرد عمده پروتز ESAR به‌جلوراندن اندام فرد قطع‌عضو در طول راه‌رفتن است، عملکرد کیل مورد توجه قرار گرفته و از بررسی پاشنه صرف‌نظر شده است. یک علت عمده برای این اشتباه این است که انرژی برگشتی پاشنه به‌عنوان انرژی ورودی کیل به‌کار گرفته نشده و صرفاً هدر می‌رود. پاسخ به این

دارند، علی‌رغم این که ممکن است در جایگاه‌های ابتدایی طبقه‌بندی قرار گیرند و مقدار انرژی بیشتری را در مقایسه با پنجه‌های مشابه باز گردانند، اما استفاده آن برای فرد قطع عضو، از لحاظ عملکردی مشکل است و پنجه‌هایی که در سطوح پایین‌تر قرار می‌گیرند و ذخیره انرژی کمتری دارند برای بیماران با سطح فعالیت کمتر یا با نیازهای خاص مثل راه‌رفتن روی سطوح ناهموار پیشنهاد می‌شود. همچنین باید متذکر شد که در این روش میزان انرژی تلف‌شده نیز در نظر گرفته نمی‌شود [۲].

در صورت استفاده از سیستم آنالیز مکانیکال، پنجه کوآتوم (شکل ۱؛ C) انرژی کمتری اتلاف کرده و نسبت به پنجه SACH (شکل ۱؛ E) در جایگاه بالاتری قرار می‌گیرد، در حالی که دینامیک‌فوت نسبت به SACH انرژی بیشتری از دست می‌دهد [۲۱]. بدین ترتیب با وجود این که دینامیک‌فوت پنجه‌ای با قابلیت ذخیره و بازگشت انرژی است، اما در مقایسه با پنجه SACH در دسته پایین‌تری قرار می‌گیرد.

بر اساس تکنیک کینتیکی با محاسبه انرژی کل، پنجه‌های SACH، STEN (با میزان کارآمدی ۳۰٪) و کوآتوم در دسته پنجه‌های با انرژی پایین‌تر، پنجه‌های دینامیک، کربن‌کی‌II (با میزان کارآمدی ۵۷٪)، سیتل و SAFE در دسته وسط و پنجه‌های SAFELI و فلکس‌واک در گروه با انرژی بالا قرار می‌گیرند؛ بدین مفهوم که این پنجه‌های "ذخیره‌کننده انرژی" میزان انرژی بیشتری نسبت به پنجه‌های دسته اول و دوم طی راه‌افتادن آزاد می‌کنند. همان‌طور که مشاهده می‌شود در این سیستم، درست برخلاف آنالیز مکانیکال، پنجه دینامیک در سطح بالاتری نسبت به SACH قرار می‌گیرد. همچنین برخلاف تکنیک آنالیز عملکردی که در آن پنجه SAFE تقریباً در سطح پنجه SACH (که طی آزمون شکسته می‌شود) قرار می‌گیرد، در این شیوه این پنجه در زمره کارآمدترین پنجه‌ها قرار داده می‌شود. افزون بر این، بر اساس آزمون آنالیز عملکردی، STEN در سطح متوسط قرار می‌گیرد در حالی که این آزمون، آن را پنجه‌ای با کمترین قابلیت ذخیره انرژی نشان می‌دهد [۱، ۱۳، ۲۲، ۳۳]. باید به این نکته توجه داشت که انرژی کل برای اندازه‌گیری عملکرد قطع عضو نسبت به دو پارامتر دیگر به‌تنهایی (انرژی ذخیره‌شده و انرژی بازگردانده‌شده) مناسب‌تر است. اما انرژی کل بالاتر که حاصل از انرژی ذخیره‌شده بالاتر باشد، ممکن است برای فرد قطع عضو سودمند نباشد. ذخیره بالای انرژی فقط از طریق ازدست‌دادن انرژی در سیستم فرد قطع عضو - پروتز امکان‌پذیر است. زیرا در صورتی که فرد قطع عضو، از پروتزی استفاده کند که طی فاز نهایی راه‌رفتن انرژی را تلف می‌کند برای رانده‌شدن وی به جلو نیاز است که سیستم اسکلتی - عضلانی او انرژی بیشتری تولید کند، چون این انرژی در پروتز حفظ و ذخیره نمی‌شود. مصرف انرژی بیش از حد از سیستم اسکلتی - عضلانی برای تولید انرژی بیشتر در پروتز از لحاظ متابولیکی برای فرد

قطع عضو مخرب بوده و تأثیرات سوء روی مفاصل هیپ و زانو می‌گذارد. سئوالی که باقی می‌ماند این است که چه مقدار ذخیره انرژی در پروتز ایده‌آل است. از سوی دیگر/ها را بیان کرده است که میزان رضایت بیماران از پنجه‌هایی با قابلیت جذب بیشتر و آزادسازی کمتر انرژی، بیشتر است [۲۲]. در شیوه آنالیز کینتیکی دو خطای عمده وجود دارد. در این روش پنجه را صرفاً به‌عنوان قطعه انعطاف‌ناپذیر در نظر می‌گیرند که حول مفصل میچ، لولا شده است و تمایزی میان پنجه‌های مفصل‌دار یا پنجه‌های دارای کیل منعطف با پنجه‌های بدون مفصل قایل نشده‌اند. خطای دومی که در این روش وجود دارد این است که انرژی ذخیره و آزادشده در مواد ویسکوالاستیک که به‌عنوان پوشش زیبایی پنجه‌ها به کار می‌رود، در نظر گرفته نمی‌شود. هدف از تکنیک ریاضی، ارایه شیوه‌ای برای محاسبه کارآمدی انرژی با رفع ایرادات فوق‌الذکر است [۹، ۱۹، ۲۴]. در این شیوه به‌علت در نظر گرفته‌شدن پوشش زیبایی، پنجه SACH به‌همان میزان پنجه سیتل قابلیت ذخیره و بازگشت انرژی را دارد و بدین ترتیب این پنجه نیز در دسته پنجه‌های با قابلیت ذخیره انرژی قرار خواهد گرفت.

پیشنهاد می‌شود در آینده، پژوهش‌های دیگری در زمینه آنالیز عملکردی پروتزهای ESAR، ارتباط عملکرد این پروتزها و عملکرد شخص و بررسی عملکرد افراد استفاده‌کننده از این دسته پروتزها و همچنین مطالعات بیشتری به‌منظور تکمیل سیستم طبقه‌بندی HK صورت پذیرد.

از جمله محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به محدودیت در دسترسی به متن کامل مقالات و اندک بودن تعداد آنها اشاره نمود. همچنین نام‌گذاری‌ها و اصطلاحات متنوع در این مقالات موجب بی‌چیدگی کار شد.

نتیجه‌گیری

تجزیه و تحلیل پروتز به ما در جهت درک چگونگی رفتار پروتز کمک می‌کند، ولی برای آنالیز عملکرد فرد قطع عضو، به‌طور کامل کافی نیست. یکی از موارد اساسی در آنالیز انتقال انرژی پروتز، مقدار مناسب جذب و آزادسازی انرژی برای فرد و نیز تأثیرات این انتقال انرژی بر افراد است. علاوه بر این، همچنان این مساله مطرح است که آیا دریافت انرژی کمتر برای فرد قطع عضو، مناسب است یا دریافت انرژی بیشتر. آنچه مسلم است در نظر گرفتن هدف نهایی یعنی عملکرد مطلوب و سلامت فرد قطع عضو، در طراحی این گونه پروتزها است.

تشکر و قدردانی: نویسندگان مقاله، از تمامی کسانی که آنها را

در انجام این پروژه یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌نمایند.

تاییدیه اخلاقی: موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

study. *Aust J Physiother.* 2009;55(2):129-33.

16- Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther.* 2003;83(8):713-21.

17- Sherrington C, Moseley A, Herbert R, Maher CG. Evidence for physiotherapy practice: A survey of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro). *Aust J Physiother.* 2002;48(1):43-9.

18- Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki JM, Ferguson J. Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: A review of energy concepts and a proposed nomenclature. *J Rehabil Res Dev.* 2002;39(1):1-12.

19- Powell C, Wheeldon RK. Mechanical efficiency during gait of adults with transtibial amputation: A pilot study comparing the SACH, Seattle, and Golden-Ankle prosthetic feet. *Development.* 1998;35(2):177-85.

20- Michael J. Energy storing feet: A clinical comparison. *Clin Prosthet Orthot.* 1987;11(3):154-68.

21- Van Jaarsveld H, Grootenboer H, De Vries J, Koopman H. Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet. *Prosthet Orthot Int.* 1990;14(3):117-24.

22- Ehara Y, Beppu M, Nomura S, Kunimi Y, Takahashi S. Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(1):68-72.

23- Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet. *J Biomech.* 1991;24(1):63-75.

24- Prince F, Winter DA, Sjonnesen G, Wheeldon RK. A new technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot prostheses. *Rehabil Eng IEEE Trans.* 1994;2(4):247-55.

25- Wing DC, Hittenberger DA. Energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70(4):330-5.

26- Geil MD, Parnianpour M, Quesada P, Berme N, Simon S. Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis. *J Biomech.* 2000;33(12):1745-50.

27- Menard MR, McBride ME, Sanderson D, Murray DD. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(5):451-8.

28- South BJ, Fey NP, Bosker G, Neptune RR. Manufacture of energy storage and return prosthetic feet using selective laser sintering. *J Biomech Eng.* 2010;132(1):015001.

29- Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Sasaki K. Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: A theoretical study. *J Biomech.* 2007;40(8):1824-31.

30- Cochrane H, Orsi K, Reilly P. Lower limb amputation Part 3: Prosthetics-a 10 year literature review. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25(1):21-8.

31- Postema K, Hermens H, De Vries J, Koopman H, Eisma W. Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. *Prosthet Orthot Int.* 1997;21(1):17-27.

32- Romo HD. Specialized prostheses for activities: An update. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;361:63-70.

33- Gitter A, Czerniecki JM, DeGroot DM. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991;70(3):142-8.

تعارض منافع: موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

منابع مالی: موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

منابع

1- Underwood HA, Tokuno CD, Eng JJ. A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral transtibial amputation. *Clin Biomech.* 2004;19(6):609-16.

2- Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Ferguson J. Energy storage and return prostheses: Does patient perception correlate with biomechanical analysis?. *Clin Biomech.* 2002;17(5):325-44.

3- 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.

4- Geil MD. Energy loss and stiffness properties of dynamic elastic response prosthetic feet. *J Prosthet Orthoti.* 2001;13(3):70-3.

5- Huang GF, Chou YL, Su FC. Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. *Gait Posture.* 2000;12(2):162-8.

6- Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait Posture.* 2011;33(2):220-6.

7- 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.

8- Van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts ACH, Postema K, Geertzen JHB, 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.

9- Segal AD, Zelik KE, Klute GK, Morgenroth DC, Hahn ME, Orendurff MS, et al. The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation. *Hum Mov Sci.* 2011;31(4):918-31.

10- Hafner BJ. Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms: A review of the literature. *J Prosthet Orthot.* 2005;17(4):5-11.

11- Hansen A, Childress D, Knox E. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24(3):205-15.

12- Hsu MJ, Nielsen DH, Yack HJ, Shurr DG. Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(9):526-33.

13- 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.

14- Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review. *Foot Ankle Surg.* 2008;14(3):125-9.

15- De Morton NA. The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: A demographic