

خواص مکانیکی و مدلسازی خطی پنجه پروتزی فلکس فوت: مطالعه موردی

زهرا صفائی پور^{۱*}، علی استکی^۲

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران، ^۲ استاد گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

*نویسنده پاسخگو: safae_zahra@yahoo.com

چکیده

زمینه: پنجه مصنوعی یکی اجزاء کلیدی پروتز اندام تحتانی محسوب شده و نقش مهمی را در راه رفتن فرد دارای قطع عضو ایفا می کند. توجه به نیازهای فرد دچار قطع عضو منجر به گسترش روزافزون انواعی از این پروتزها با قابلیت ذخیره انرژی شده است. در حالی که مطالعات متعددی به بررسی سینتیکی و سینماتیکی این پروتزها پرداخته اند تحقیقات معدودی در زمینه تعیین خواص مکانیکی این پنجه های پروتزی صورت گرفته است.

هدف: هدف از انجام این مطالعه تعیین سفتی پنجه پروتزی فلکس فوت در ناحیه پاشنه و جلوی پنجه و ارائه مدل الاستیک خطی حاکم بر رفتار نیرو- تغییرشکل در این نواحی بود.

مواد و روش ها: مطالعه از نوع موردی بوده که در ابتدا راه رفتن یک فرد سالم ارزیابی و حداکثر نیروی برابر با ۸۰۰ نیوتن جهت بارگذاری پنجه پروتزی تعیین گردید. سپس آزمون مکانیکی نیرو- تغییرشکل با استفاده از ماشین تست کشش بر یک نمونه پنجه پروتزی فلکس فوت در دو ناحیه پاشنه و جلوی پنجه انجام شد. منحنی نیرو- تغییر شکل رسم و مدل خطی به نمودارها برازش شد. شیب منحنی به عنوان سفتی تعریف گردید.

نتیجه: مدل خطی با دقت بالایی توانایی تخمین زدن رفتار مکانیکی پنجه را داشت ($R^2 > 0.9$). سفتی پاشنه برابر با ۸۸.۸۵ و سفتی ناحیه پنجه برابر با ۷۴.۵۴ نیوتن بر میلیمتر بود.

بحث: نتایج این مطالعه نشان دهنده آن است که مدل خطی به خوبی قابلیت پیش بینی رفتار این نوع پنجه را دارا است. بیشتر بودن سفتی پاشنه نسبت به جلوی پنجه ممکن است نشاندهنده عملکرد ذخیره کنندگی بیشتر در پاشنه نسبت به جلوی پنجه می باشد.

کلید واژه: قطع عضو، پنجه پروتزی، سفتی، ذخیره انرژی

تاریخ دریافت: ۹۱/۶/۳۱

تاریخ پذیرش: ۹۲/۳/۲۹

مقدمه:

امتداد می‌یابد، ذخیره می‌کند. هر دو دسته پروتز مرسوم و ESR قادر به جایگزینی بخشی از عملکرد سیستم فیزیولوژیکی از طریق دو جزء پاشنه و تیغه می‌باشند (۳).

در حالی که نقش عمده پروتز تامین حداکثر ثبات همراه با حداقل انرژی هنگام راه رفتن می‌باشد، برخی از ویژگی‌های مکانیکی پنجه پروتزی مانند سفتی^{XXX} و هیستریزس^{XXXI} در مصرف انرژی موثر می‌باشند. در پنجه‌های پروتزی متداول عمده‌ی انرژی جذب شده در ساختار و مواد پروتز اتلاف می‌شود. گرچه در مورد پنجه‌های کربنی اعتقاد بر این است که عمده‌ی انرژی در ساختار فشرمانده پنجه ذخیره شده و در انتهای فاز استنس آزاد می‌گردد (۳). در روش تجزیه و تحلیل راه رفتن از روش دینامیک معکوس و با فرض صلب بودن پروتز، انرژی محاسبه می‌شود در نتیجه تغییر شکل پروتز خصوصاً در ابتدای فاز استنس در نظر گرفته نمی‌شود بنابراین نمی‌توان با این روش انرژی ذخیره شده را به درستی تخمین زد (۳، ۴). بر این اساس جهت تعیین خواص ذخیره و آزاد کردن انرژی این پنجه‌ها از آزمون مکانیکی اعمال نیرو استفاده می‌شود. در این روش خواص مکانیکی پروتز بدون در نظر گرفتن فرد قطع عضو اندازه‌گیری می‌شود به نحوی که قطعه مورد نظر در ماشین تست، تحت بارگذاری و باربرداری قرار می‌گیرد در حالی که نیروی اعمال شده و تغییر فرم حاصله ثبت می‌شود (۵-۷)

قطع عضو از پیامد‌های برخی از بیماری‌های خاص و حوادث گوناگون است. در حالی که عمده‌ترین دلایل قطع عضو بیماری‌هایی مانند اختلالات عروقی محیطی و نروپاتی، تروما، سرطان و ناهنجاری‌های مادرزادی است، ۹۰ درصد قطع عضو‌ها در اندام تحتانی بوده که عمدتاً شامل قطع عضو زیر زانو می‌باشد. با توجه به اینکه قطع عضو اندام تحتانی بر توانایی فرد در ایستادن و راه رفتن تاثیر می‌گذارد پس از بروز قطع عضو جهت بازیابی توانایی را ه رفتن و ایستادن پروتز تجویز می‌گردد. از شاخص‌ترین اجزاء یک پروتز اندام تحتانی بنا به سطح قطع عضو، سوکت و سافت سوکت، سیستم تعلیق، سیستم رابط و پنجه مصنوعی می‌باشد. پنجه پروتز به عنوان بخش ارتباطی بین پروتز و زمین از مهمترین اجزاء پروتز محسوب شده و مهمترین تاثیر را بر جابجایی کارآمد فرد دارای قطع عضو دارد (۱). با روند رو به رشد علوم مهندسی در دو دهه اخیر پیشرفت‌های شایان توجهی در زمینه پروتزهای اندام تحتانی خصوصاً در حیطه‌ی طراحی و ساخت پنجه‌های پیشرفته صورت گرفته است. قبل از دهه ۸۰ پنجه‌های پروتزی متداول مانند ساچ^{XXV} و تک محوره^{XXV} عمدتاً با هدف بازگرداندن توانایی راه رفتن به فرد دچار قطع عضو طراحی می‌شدند. در حالی که توجه به سایر نیازهای فرد دچار قطع عضو طراحی و ساخت پنجه‌هایی با عملکرد بالاتر مانند پنجه‌های دینامیک با قابلیت ذخیره و بازگرداندن انرژی^{XXM} را رواج داد. هدف این پنجه‌ها، جبران فقدان عملکرد عضلات پلانتارفلکسور^{XXMI} مچ پا توسط ذخیره و بازگرداندن انرژی می‌باشد. انرژی در فنر گسترده شده از مچ تا جلوی پا ذخیره شده و در انتهای فاز استنس جهت تسهیل حرکت به جلو^{XXMII} آزاد می‌شود. خواص ساختاری مواد سازنده این پنجه‌ها سبب ذخیره و آزاد کردن انرژی می‌شود (۲). از متداول‌ترین پنجه‌ی کربنی، فلکس فوت^{XXIX} در سال ۱۹۸۷ معرفی گردید که انرژی را در فنری کربنی که از نوک انگشتان تا پشت ساق

XXIV Solid Ankle Cushion Heel (SACH)

XXV Single Axis

XXVI Dynamic Energy Storing and Return feet

XXVII Plantarflexors

XXVIII Propulsion

XXIX Flex-foot

XXX Stiffness

XXXI Hysteresis

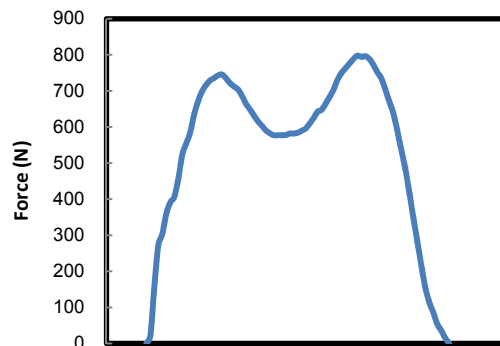
شیب منحنی نیرو- تغییرشکل به عنوان سفتی و مساحت محصور شده بین دو منحنی بارگذاری و باربرداری به عنوان انرژی اتلافی تعریف می‌گردد (۸).

جارسولد و همکاران (۱۹۹۰) اتلاف ۹ پنجه پروتزی را با استفاده از دستگاه تست مورد مقایسه قرار دادند. تفاوت چشمگیری بین اتلاف پنجه‌ها وجود داشت که علت را تفاوت در بخش‌های ساختاری هر پروتز شرح دادند (۹). در مطالعه گیل در سال ۲۰۰۱ با استفاده از دستگاه اینسترون ۱۱ پنجه از نظر سفتی و اتلاف انرژی مقایسه شدند. در آزمایش اول با اعمال نیرو و اندازه‌گیری تغییر فرم سفتی محاسبه شد و جهت اندازه‌گیری اتلاف از بارگذاری متناوب استفاده شد. منحنی نیرو- تغییر شکل خطی بوده و نشان داد که از نظر سفتی پنجه‌ها در چهار گروه قرار گرفتند. حداقل اتلاف را فلکس فوت داشت (۱۰). این محقق در مطالعه دیگری خصوصیات ویسکوالاستیک پنجه‌های پروتزی را تخمین زد و پیشنهاد داد که مدل خطی ویسکوالاستیک به خوبی بیان‌کننده خواص پنجه فلکس فوت نیست (۱۱).

در راستای بهبود عملکرد فرد قطع عضو در سالهای اخیر پیشرفت‌های زیادی در زمینه این نوع پنجه‌ها صورت گرفته است. در حالی که جهت طراحی و کاربرد کارآمدتر یک پروتز بررسی سفتی آن الزامی است (۴، ۸)، عمده تحقیقات انجام شده به بررسی بیومکانیکی و تجزیه و تحلیل راه رفتن با اینگونه پنجه‌های پروتزی پرداخته‌اند (۸، ۱۲) در حالی که مطالعات محدودی در زمینه تعیین خواص مکانیکی اینگونه پروتزها صورت گرفته است. بنابراین هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی رفتار مکانیکی (سفتی) یک نمونه پنجه پروتزی با قابلیت ذخیره انرژی و تعیین مدل ریاضی حاکم بر رفتار آن با استفاده از آزمون نیرو- تغییرشکل بود.

معرفی مورد مطالعاتی و روش انجام کار:

پیش از انجام آزمون اصلی، جهت شبیه سازی و محاسبه حداکثر نیروی اعمالی به پا هنگام راه رفتن معمولی، اطلاعات مربوط به راه رفتن یک فرد سالم در آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه بهزیستی و توانبخشی جمع آوری شد. در این آزمون از فرد خواسته شد که با سرعت معمولی راه برود درحالی که نیروی عکس العمل زمین با استفاده از دستگاه فورس پلایت کیستلر (Kistler Instrument AG, Switzerland)^{XXXII} اندازه گیری شد. در این مرحله نمودار نیروی عمودی عکس العمل بر حسب زمان فاز استنس رسم شده و حداکثر نیروی اعمالی ۸۰۰ نیوتن به عنوان نیروی فشاری جهت انجام



آزمون تعیین گردید (تصویر ۱) (۹-۱۱).

تصویر ۱: مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین

نمونه مورد مطالعه یک مدل پروتزی کربنی در دسترس (فلکس فوت ساخت کشور آلمان) بود (تصویر ۲).



تصویر ۲: پنجه پروتزی فلکس فوت مورد آزمایش

آزمون نیرو - تغییر شکل^{XXXI} با استفاده از دستگاه Dynamic Testing Machine (مدل Hct400/25، شرکت سازنده Zwick/Roell، کشور آلمان) موجود در آزمایشگاه مقاومت مصالح گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه امیرکبیر انجام شد. این دستگاه دارای دقت ۰.۱ درصد و ۰/۰۱ میلیمتر بود. جهت انجام آزمون اصلی، پروتز توسط گیره محکم شده و به ترتیب در ناحیه پاشنه و جلوی پنجه تحت باری فشاری تا حداکثر ۸۰۰ نیوتن با نرخ بارگذاری ۱ میلیمتر بر ثانیه قرار گرفت در حالی که هر تست دو بار تکرار می شد (تصویر ۳) (۱۱). نیرو بر حسب نیوتن و تغییر شکل بر حسب میلیمتر توسط نرم افزار Toolkit1998 محاسبه شد.

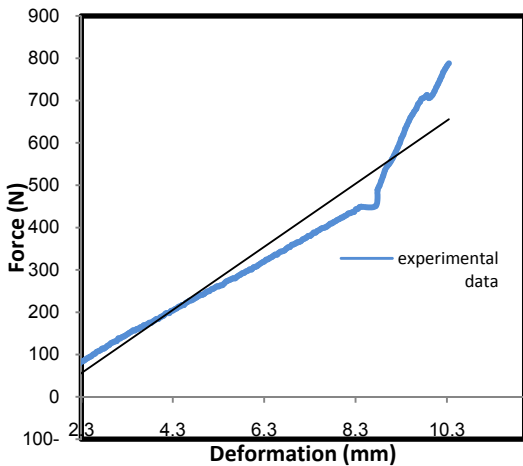


تصویر ۳: نحوه انجام آزمون نیرو - تغییر شکل در بخش جلوی پروتز کربنی

تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار آماري Excel 2007 انجام شد. آزمون رگرسیون خطی^{XXXV} جهت تعیین مدل خطی حاکم بر منحنی نیرو - تغییر شکل استفاده شد. خطی بودن مدل با ضریب تعیین^{XXXV} (R^2) ارزیابی شد. بر اساس معادله زیر شیب خط برازش شده به منحنی نیرو تغییر شکل به عنوان سفتی^{XXXVI} پروتز بر حسب نیوتن بر میلیمتر تعریف شد.

XXXIII Force- deformation test
XXXIV Linear regression model
XXXV Coefficient of determination
XXXVI Stiffness

XXXII Kistler forceplate



تصویر ۵: منحنی نیرو-تغییرشکل در ناحیه پنجه پروتزی کربنی و مدل خطی برازش شده

بحث:

هدف از انجام مطالعه حاضر تعیین سفتی یک نمونه پنجه پروتزی کربنی تحت بارگذاری مشابه راه رفتن و ارزیابی مدل الاستیک حاکم بر رفتار پنجه بود. بدین جهت در ابتدا نیروی حداکثر عکس‌العمل زمین در راه رفتن یک فرد با پای سالم اندازه‌گیری شد. تجزیه و تحلیل راه رفتن فرد نشان داد که حداکثر قله نیروی محاسبه شده تقریباً برابر با ۸۰۰ نیوتن بود در حالی که نتایج حاصل از مطالعات پیشین آن را تایید می‌کند (۳، ۱۰، ۱۱، ۱۳).

بر اساس نتایج با استفاده از یک مدل خطی الاستیک می‌توان به خوبی رفتار نیرو-تغییرشکل پنجه پروتزی کربنی را تخمین زد. در این صورت پنجه پروتزی به عنوان یک فنر با سفتی که از شیب خط محاسبه می‌شود قابل مدل کردن است. این در حالی است که گیل پنجه پروتزی را به صورت ویسکوالاستیک و ترکیبی از فنر (ذخیره‌کننده) و دمپر (اتلاف‌کننده) مدل کرد. گرچه نتایج مدل وی نشان داد که پنجه فلکس فوت کمترین اتلاف را داشته و همچنین مدل به خوبی رفتار این پنجه را تخمین نمی‌زد (۱۱). جنس پاشنه در اکثر پروتزها از مواد ویسکوالاستیک بوده که قادر به جذب ضربه و اتلاف انرژی هنگام برخورد پاشنه با زمین می‌باشند که سبب حرکت طبیعی تری در مفصل مچ می‌گردند. برخی از پروتزها مانند فلکس فوت دارای بخش فنری سراسری بوده که قابلیت جذب و برگرداندن انرژی را نیز دارا است. هرچه سفتی این ناحیه ی فنری افزایش یابد

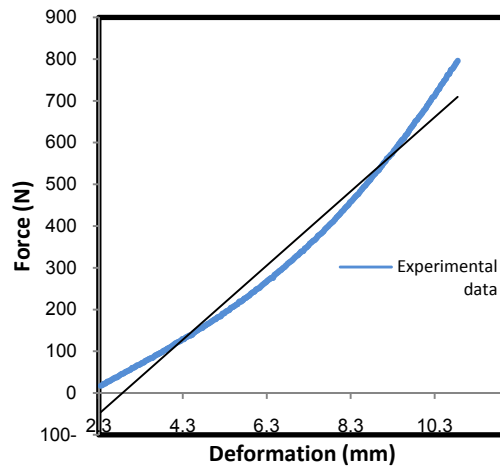
یافته‌ها:

بر اساس نتایج، نمودارهای نیرو-تغییرشکل مربوط به پنجه و پاشنه پروتز خطی بود ($R^2 > 0.9$). گرچه رفتار پروتز در ناحیه پاشنه خطی تر از ناحیه جلوی پنجه بود ($R^2 = 0.974$ و 0.951). سفتی جلوی پنجه برابر ۸۸.۸۵ نیوتن بر میلیمتر و سفتی پاشنه برابر ۷۴.۵۴ نیوتن بر میلیمتر بود. نمودارهای مربوط به نیرو-تغییرشکل در این ناحیه پاشنه و جلوی پنجه در تصاویر ۴ و ۵ آمده است.

مدل‌های خطی و ضرایب تعیین‌مدل حاکم بر نمودار نیرو-تغییرشکل در ناحیه پاشنه و جلوی پنجه در حالی که F بیانگر نیرو بر حسب نیوتن و δ بیانگر تغییرشکل بر حسب میلیمتر است.

$$\text{Force} = (88.85) \delta - 254.5, R^2 = 0.974$$

$$\text{Force} = (74.54) \delta - 115.3, R^2 = 0.951$$



تصویر ۴: منحنی نیرو-تغییرشکل در ناحیه پاشنه پروتز کربنی و مدل خطی برازش شده

منابع

1. Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation: Butterworth-Heinemann 2000.
 2. Haberman A. Mechanical properties of dynamic energy return prosthetic feet. 2008; Master Thesis: Queen's University.
 3. Postema K, Hermens HJ, Vries JD, Koopman HFJM, Eisma WH. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. Prosthet Orthot Int. 1997 21(1):17-27.
 4. 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 IEEE transactions on rehabilitation engineering 1994;2(4):247-55.
 5. Mason Z, Pearlman J, Cooper R, Laferrier J. Comparison of prosthetic feet prescribed to active individuals using ISO standards. Prosthet Orthot Int. 2011;35(4):418-24.
 6. Klute GK, Berge JS, Segal AD. Heel-region properties of prosthetic feet and shoes. J Rehabil R D. 2004;41(4): 535-46.
 7. Klute GK, Kallfelz CF, Czerniecki JM. Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient. J Rehabil R D. 2001;38(3):299-307.
 8. Hafner B, JE.Sanders, Czerniecki J, Ferguson J. Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. J Rehabil R D . 2002;39(1):11-1.
 9. Jaarsveld HV, Grootenboer H, Vries JD, Koopman HFJM. Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet. Prosthet Orthot Int. 1990;14(3):117-24.
 10. Geil MD. Energy loss and stiffness properties of dynamic elastic response prosthetic feet. J Prosthet Orthot 2001;13(3):70-3.
 11. Geil MD. An iterative method for viscoelastic modeling of prosthetic feet. J Biomech. 2002;35(10):1405-10.
 12. Bateni H, Olney SJ. Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. J Prosthet Orthot. 2002 14(1):2-12
 13. Bonnet X, Pillet H, Fodé P, Lavaste F, Skalli W. Finite element modelling of an energy-storing prosthetic foot during the stance phase of transtibial amputee gait. Proc Inst Mech Eng H. 2012;226(1):70-5.
- مدت زمان جذب ضربه کمتر شده و انرژی کمتری اتلاف می شود در نتیجه کارآمدی این نوع پاشنه فنری افزایش می یابد (۹).
- در راستای این موضوع، نتایج مطالعه نشان داد که سفتی در ناحیه پاشنه در حدود ۸۹ نیوتن بر میلیمتر و در ناحیه پنجه در حدود ۷۵ نیوتن بر میلیمتر بود که با نتایج گیل مشابهت داشت. در مطالعه گیل و همکاران خصوصیات ۹ پنجه توسط تست استاتیک، خزش و آسودگی تنش با استفاده از دستگاه تست اینسترون تعیین شد به گونه ای که نرخ کرنش و سطوح بارگذاری مشابه راه رفتن فرد دچار قطع عضو اعمال گردید و سفتی پنجه کربنی فلکس فوت برابر با ۸۸ نیوتن بر میلیمتر تخمین زده شد (۱۱).
- همچنین بر اساس نتایج سفتی پروتز در ناحیه پاشنه از جلوی پنجه بیشتر بود که این نتایج با مطالعات قبلی همراستا بود (۹). با توجه به اینکه عمده جذب ضربه و ذخیره انرژی در ابتدای فاز استنس (از لحظه بر خورد پاشنه تا میانه استنس) صورت می گیرد بنابراین منطقی به نظر می رسد که فنر ناحیه پاشنه باید به نحوی طراحی شود که قابلیت جذب و ذخیره انرژی بیشتری را دارا باشد.

نتیجه گیری:

با در نظر گرفتن هدف مطالعه، سفتی پنجه پروتزی در ناحیه پاشنه و جلوی پنجه تعیین و مدل حاکم بر رفتار آن ارائه شد. بر اساس نتایج یک مدل خطی الاستیک به خوبی قابلیت تخمین زدن رفتار این پنجه را داشت. پیشنهاد می شود که مطالعه ای مشابه و با در نظر گرفتن زاوایای مختلف اعمال نیرو جهت شبیه سازی الگوی راه رفتن و همچنین تست های کامل تر شامل آزمون اندازه گیری خصوصیات اتلافی (تست هیستریسیس) و روی دامنه ی وسیع تری از پنجه ها مانند ساچ و تک محوره انجام گردد.

تقدیر و تشکر:

بررسی های اجرایی مربوط به این پژوهش در آزمایشگاه مقاومت مصالح گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه امیرکبیر صورت گرفته است که بدین وسیله از جناب آقای دکتر عطاء الله هاشمی و سایر اعضای این مرکز قدردانی می شود.