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

زهرا صفائی پور*[1]، علی استکی[2]

[1] دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران ،[2] استاد گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

*نویسنده پاسخگو: safaee_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 نیاز های 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 >۰.۹). 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

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]

مقدمه:

قطع عضو از پیامد های برخی از بیماری های خاص و حوادث گوناگون است. در حالی که عمده ترین دلایل قطع عضو بیماری هایی مانند اختلالات عروقی محیطی و نروپاتی ، تروما، سرطان و ناهنجاری های مادرزادی است، ۹۰ درصد قطع عضو ها در اندام تحتانی بوده که عمدتا شامل قطع عضو زیر زانو می باشد. با توجه به اینکه قطع عضو اندام تحتانی بر توانایی فرد در ایستادن و راه رفتن تاثیر می گذارد پس از بروز قطع عضو جهت بازیابی توانایی را ه رفتن و ایستادن پروتز تجویز می گردد.

از شاخص ترین اجزاء یک پروتز اندام تحتانی بنا به سطح قطع عضو، سوکت و سافت سوکت، سیستم تعلیق، سیستم رابط و پنجه مصنوعی می باشد. پنجه پروتز به عنوان بخش ارتباطی بین پروتز و زمین از مهمترین اجزا 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 پیشرفت های شایان توجهی در زمینه پروتزهای اندام تحتانی خصوصا در حیطه ی طراحی و ساخت پنجه های پیشرفته صورت گرفته است. قبل از دهه ۸۰ پنجه های پروتزی متداول مانند ساچ[XXIV] و تک محوره[XXV] عمدتا با هدف بازگرداندن توانایی راه رفتن به فرد دچار قطع عضو طراحی می شدند. در حالی که توجه به سایر نیاز های فرد دچار قطع عضو طراحی و ساخت پنجه هایی با عملکرد بالاتر مانند پنجه های دینامیک با قابلیت ذخیره و بازگرداندن انرژی[XXVI] را رواج داد. هدف این پنجه ها، جبران فقدان عملکرد عضلات پلانتارفلکسور[XXVII] مچ پا توسط ذخیره و بازگرداندن انرژی می باشد. انرژی در فنر گسترده شده از مچ تا جلوی پا ذخیره شده و در انتهای فاز استنس جهت تسهیل حرکت به جلو[XXVIII] آزاد می شود. خواص ساختاری مواد سازنده این پنجه ها سبب ذخیره و آزاد کردن انرژی می شود (۲). از متداول‌ترین پنجه‌ی کربنی، فلکس‌فوت[XXIX] در سال ۱۹۸۷ معرفی گردید که انرژی را در فنری کربنی که از نوک انگشتان تا پشت ساق 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 می باشد، برخی از ویژگی های مکانیکی پنجه پروتزی مانند سفتی[XXX] و هیسترزیس[XXXI] در مصرف انرژی موثر می باشند. در پنجه های پروتزی متداول عمده ی انرژی جذب شده در ساختار و مواد پروتز اتلاف می شود. گرچه در مورد پنجه های کربنی اعتقاد بر این است که عمده ی انرژی در ساختار فنر مانند پنجه ذخیره شده و در انتهای فاز استنس آزاد می گردد (۳). در روش تجزیه و تحلیل راه رفتن از روش دینامیک معکوس و با فرض صلب بودن پروتز ، انرژی محاسبه می شود در نتیجه تغییر شکل پروتز خصوصا در ابتدای فاز استنس در نظر گرفته نمی شود بنابراین نمی توان 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 پنجه ها از آزمون مکانیکی اعمال نیرو استفاده می شود. در این روش خواص مکانیکی پروتز بدون در نظر گرفتن فرد قطع عضو اندازه گیری می شود به نحوی که قطعه مورد نظر در ماشین تست، تحت بارگذاری و باربرداری قرار می گیرد در حالی که نیروی اعمال شده و تغییر فرم حاصله ثبت می شود (۵-۷)

[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

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]

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

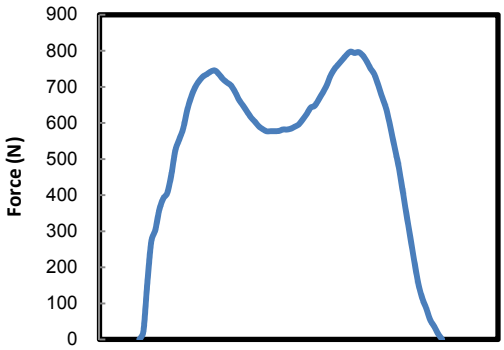
جارسولد و همکاران (۱۹۹۰) اتلاف ۹ پنجه پروتزی را با استفاده از دستگاه تست مورد مقایسه قرار دادند. تفاوت چشمگیری بین اتلاف پنجه ها وجود داشت که علت را تفاوت در بخش های ساختاری هر پروتز شرح دادند (۹). در مطالعه گیل در سال ۲۰۰۱ با استفاده از دستگاه اینسترون ۱۱ پنجه از نظر سفتی و اتلاف انرژی مقایسه شدند.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

در راستای بهبود عملکرد فرد قطع عضو در سالهای اخیر پیشرفت های زیادی در زمینه این نوع پنجه ها صورت گرفته است. در حالی که جهت طراحی و کاربرد کارامدتر یک پروتز بررسی سفتی آن الزامی است (۴, ۸)، عمده تحقیقات انجام شده به بررسی بیومکانیکی و تجزیه و تحلیل راه رفتن با اینگونه پنجه های پروتزی پرداخته اند (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.

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]

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 پلیت 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

[XXXII] Kistler forceplate

آزمون نیرو - تغییرشکل[XXXIII] 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- تغییرشکل در بخش جلوی پروتز کربنی

تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار آماری Excel 2007 انجام شد. آزمون رگرسیون خطی[XXXIV] 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

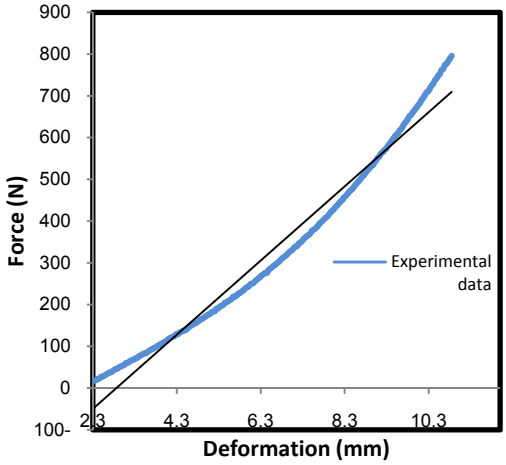
[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]

یافته ها:

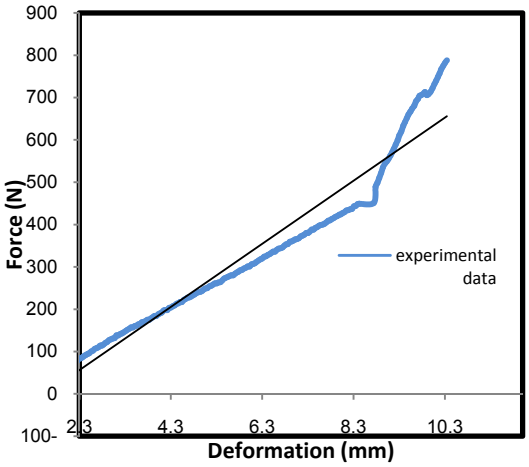
بر اساس نتایج، نمودارهای نیرو- تغییرشکل مربوط به پنجه و پاشنه پروتز خطی بود (R^2>۰.۹). گرچه رفتار پروتز در ناحیه پاشنه خطی تر از ناحیه جلوی پنجه بود (۰.۹۵۱ و R^2=۰.۹۷۴). سفتی جلوی پنجه برابر ۸۸.۸۵ نیوتن بر میلیمتر و سفتی پاشنه برابر ۷۴.۵۴ نیوتن بر میلیمتر بود. نمودارهای مربوط به نیرو-تغییرشکل در این ناحیه پاشنه و جلوی پنجه درتصاویر۴ و ۵ آمده است.

مدل های خطی و ضرایب تعیین مدل حاکم بر نمودار نیرو-تغییر شکل در ناحیه پاشنه و جلوی پنجه در حالی که F بیانگر نیرو بر حسب نیوتن و δ بیانگر تغییرشکل بر حسب میلیمتر است.

$$Force= (88.85)\ \delta - 254.5,\ R^2 = 0.974$$
$$Force= (74.54)\ \delta - 115.3,\ R^2 = 0.\ 0.951$$



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



تصویر ۵: منحنی نیرو-تغییرشکل در ناحیه پنجه پروتز 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 عکس العمل زمین در راه رفتن یک فرد با پای سالم اندازه گیری شد. تجزیه و تحلیل راه رفتن فرد نشان داد که حداکثر قله نیروی محاسبه شده تقریبا برابر با ۸۰۰ نیوتن بود در حالی که نتایج حاصل از مطالعات پیشین آن را تایید می کند (۳, ۱۰, ۱۱, ۱۳) .

بر اساس نتایج با استفاده از یک مدل خطی الاستیک می توان به خوبی رفتار نیرو-تغییرشکل پنجه پروتزی کربنی را تخمین زد. در این صورت پنجه پروتز به عنوان یک فنر با سفتی که از شیب خط محاسبه می شود قابل مدل کردن است. این در حالی است که گیل پنجه پروتزی را به صورت ویسکوالاستیک و ترکیبی از فنر (ذخیره کننده) و دمپر (اتلاف کننده) 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 نمی زد (۱۱). جنس پاشنه در اکثر پروتز ها از مواد ویسکوالاستیک بوده که قادر به جذب ضربه و اتلاف انرژی هنگام برخورد پاشنه با زمین می باشند که سبب حرکت طبیعی تری در مفصل مچ می گردند. برخی از پروتز ها 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

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]

مدت زمان جذب ضربه کمتر شده و انرژی کمتری اتلاف می شود در نتیجه کارامدی 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 هیسترزیس) 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.

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 transations 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, Fergason 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.

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-07-01]