Archive of SID

©2016 DAZCo, *Danesh Afarand Zistagen Co., IRAN*
ISSN: 2008-2630 *Quarterly of Iranian Journal of War & Public Health 2016;8(2):119-125*

Effect of Silicone Brim Socket of Transfemoral Prosthesis on Pressure Level in Proximal Weight Bearing Areas and Comparing with Conventional Socket

ARTICLE INFO

Article Type
Case Report

Authors
Ejraei Dolat Abad H.* *MSc,*
Haji Aghaei B.[1] *MSc,*
Jalali M.[1] *PhD,*
Saeedi H.[1] *PhD*

How to cite this article
Ejraei Dolat Abad H, Haji Aghaei B, Jalali M, Saeedi H. Effect of Silicone Brim Socket of Transfemoral Prosthesis on Pressure Level in Proximal Weight Bearing Areas and Comparing with Conventional Socket. Iranian Journal of War & Public Health. 2016;8(2):119-125.

ABSTRACT

Aims High pressures between the stamp and the socket after mutilation and receiving a prosthetic device is one of the main problems of the persons using such prosthesis. The aim of this study was to design and make a socket with a silicone brim in the trans-femoral prosthesis, as well as to investigate the pressure in the upper weight bearing areas compared to the current socket.

Patient & Methods In the one-sample case study, a 38-year-old male person with unilateral (right side) traumatic trans-femoral amputation was studied. Two sockets, one made by the current method and another made with a silicone brim, were presented to the person. Using FSR (force sensing resistance) and an Arduino Due microcontroller board, a pressure measurement device was used to measure the pressure level.

Findings In the sensor under the inferior pubic ramus (No. 8), there were 24.9% and 50.8% pressure increases in the silicone brim socket than the current socket in bipedal standing and standing on the prosthetic leg, respectively. In the sensor located in the upper part of scarpa's triangle (No. 2), there was 29.1% pressure increasing on the silicone brim socket standing on the prosthetic leg. In addition, in the sensor on the ischial pad (No. 7), there was 2.4% pressure increasing on the silicone brim socket during walking at the loading response. The lowest pressure was in the femur great trochanter sensor (No. 4) in all cases and both sockets. On other points in all studied conditions, there were lower pressure levels in the silicone brim socket than the current socket.

Conclusion Acceptance and commitment based therapy is effective on the reduction of marital burnout components in the wives of the veterans.

Keywords Prostheses and Implants; Silicone Brim Socket; Pressure; Weight-Bearing

*Orthotics & Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[1]Orthotics & Prosthetics Department, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Correspondence
Address: Orthotics & Prosthetics Department, School of Rehabilitation, Madad Karan Street, Shah Nazari Street, Mother Square, Tehran, Iran
Phone: +982122220947
Fax: -
habib.ejraei70@gmail.com

Article History
Received: February 23,2016
Accepted: April 20, 2016
ePublished: June 18, 2016

CITATION LINKS

[1] Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050 [2] The effect of home visit on self care of war-disabled people with lower limb amputation [3] Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee [4] Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts [5] Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient [6] Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles [7] Orthotics and prosthetics in rehabilitation [8] The thermal conductivity of prosthetic sockets and liners [9] Regional differences in pain threshold and tolerance of the transtibial residual limb: Including the effects of age and interface material [10] Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb-dynamic effects [11] Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis [12] Clinical investigation of the interface pressure in the trans-tibial socket with Dermo and Seal-In X5 liner during walking and their effect on patient satisfaction [13] Amputee skin condition: occlusion, stratum corneum hydration and free amino acid levels [14] Skin problems of the stump in lower limb amputees: 1. A clinical study [15] Concepts of pressure in an ischial containment socket: Measurement [16] Los Angeles: Interlink Electronics [Cited 2015, 5 November] [17] Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses

Copyright© 2016, DAZCo. 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.

www.SID.ir

Archive of SID

تاثیر سوکت لبه‌سیلیکونیِ پروتز ترنس‌فمورال بر میزان فشار در نواحی تحمل وزن فوقانی و مقایسه با سوکت مرسوم

حبیب اجرائی دولت‌آباد* MSc
گروه آموزشی ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
بهنام حاجی آقایی MSc
گروه آموزشی ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
مریم جلالی PhD
گروه آموزشی ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
حسن سعیدی PhD
گروه آموزشی ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

چکیده

اهداف: پس از قطع عضو و دریافت پروتز، فشارهای بیش از حد بین استامپ و سوکت از مهم‌ترین مشکلات افراد استفاده‌کننده از پروتز است. هدف این مطالعه، طراحی و ساخت سوکت با لبه سیلیکونی در پروتز ترنس‌فمورال و بررسی میزان فشار در نواحی تحمل وزن فوقانی در مقایسه با سوکت مرسوم بود.

بیمار و روش‌ها: در این مطالعه موردی تک‌نمونه‌ای، یک مرد ۳۸ساله با قطع عضو ترنس‌فمورال تروماتیک سمت راست مورد بررسی قرار گرفت. برای این فرد دو عدد سوکت، یکی به‌روش مرسوم و دیگری با لبه سیلیکونی ساخته شد. برای اندازه‌گیری فشارها با استفاده از FSR (مقاومت حساس به نیرو) و برد میکروکنترلری آردوئینو دستگاه اندازه‌گیری فشار ساخته شد.

یافته‌ها: در سنسور زیر راموس تحتانی پوبیس در حالت ایستاده روی دو پا ۲۴/۹٪ و در حالت ایستاده روی پای پروتزی ۵۰/۸٪ افزایش فشار در سوکت دارای لبه سیلیکونی نسبت به سوکت مرسوم مشاهده شد. در سنسور بالای مثلث اسکارپا در حالت ایستاده روی پای پروتزی ۲۹/۱٪ و در سنسور روی سکوی ایسکیال در حالت راه‌رفتن در زمان پاسخ بارگذاری ۲/۴٪ افزایش فشار در سوکت دارای لبه سیلیکونی مشاهده شد. در همه حالت‌ها و در هر دو سوکت، کمترین فشار در سنسور تروکانتر بزرگ فمور بود. در مابقی نقاط در همه حالت‌ها، فشار در سوکت دارای لبه سیلیکونی از سوکت مرسوم کمتر بود.

نتیجه‌گیری: استفاده از سوکت با لبه سیلیکونی در پروتز ترنس‌فمورال در مقایسه با سوکت مرسوم باعث کاهش فشارهای وارده به استامپ می‌شود.

کلیدواژه‌ها: پروتز ترنس‌فمورال، سوکت لبه سیلیکونی، فشار، تحمل وزن

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۱۲/۰۴
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۲/۰۱
*نویسنده مسئول: habib.ejraei70@gmail.com

مقدمه

آمپوتاسیون یا قطع عضو، برداشتن قسمتی از یک اندام یا کل آن از طریق جراحی است که به‌دلیل بیماری‌های عروقی، تروما، سرطان یا به دلایل مادرزادی صورت می‌گیرد. در ایالات متحده در سال ۲۰۰۵ براساس آمارها حدود یک‌میلیون و ۶۰۰هزار نفر دارای قطع عضو بوده‌اند که هرساله به‌دلیل ابتلا به بیماری دیابت، بیماری‌های عروقی، تروما و تومورهای استخوانی و مفصلی در حدود ۱۸۵هزار نفر به این آمار افزوده می‌شود[1]. در حال حاضر از هر ۱۹۰ آمریکایی یک نفر با فقدان عضو زندگی می‌کند و تخمین زده می شود که تا سال ۲۰۵۰ تعداد افراد دارای قطع عضو به بیش از ۳میلیون و ۶۰۰هزار نفر برسد[1]. آمار دقیقی از تعداد افراد دارای قطع عضو در ایران در دسترس نیست، ولی براساس آمارهای بنیاد شهید و امور ایثارگران از میان ۲۰۸۰۱ نفر جانباز دارای قطع عضو، ۱۲۹۸۱ نفر دارای قطع عضو اندام تحتانی هستند[2].

دریافت پروتز به‌عنوان ساختاری برای حفظ و برگرداندن حرکت به زندگی فرد قطع عضو، قسمتی از فرآیند درمان و توان‌بخشی محسوب می‌شود. پروتز اندام تحتانی شامل ترکیبی از اجزای مختلف از قبیل سوکت، ساق، مچ پا، پنجه و سیستم تعلیق است. سوکت به‌دلیل اینکه سطح تماس فرد با پروتز را فراهم می‌سازد، مهم‌ترین بخش یک عضو مصنوعی است. این بخش به‌عنوان یک رابط بین اندام و پروتز، باید به‌گونه‌ای ساخته شود که باعث انتقال مناسب و راحت نیروها بین پروتز و استامپ شود و به‌طور موثری حرکات استامپ را کنترل نماید[3]. راحت‌بودن سوکت نقش مهمی در عملکرد و میزان استفاده از پروتز دارد[4, 5].

طرح‌های مختلفی از سوکت‌ها برای قطع ترنس‌فمورال وجود دارد. سوکت کوادری‌لترال دارای چهار دیواره مشخص است که عضلات ران را در بر می‌گیرند. در این نوع سوکت سکوی ایسکیال، سطح اصلی تحمل وزن است و دیواره قدامی یک نیروی رو به عقب در مثلث اسکارپا ایجاد می‌کند که باعث ثبات ایسکیوم روی سکوی ایسکیال می‌شود. در نتیجه بُعد قدامی– خلفی این نوع سوکت از بُعد داخلی– خارجی آن کوچک‌تر است که این امر باعث حرکت سوکت به سمت خارج حین میداستانس شده و باعث افزایش فشار روی بافت‌های پرینه و کاهش عملکرد عضله گلوتئوس‌مدیوس می‌شود[6].

در دهه ۱۹۸۰ سوکت‌های CAT-CAM طراحی شدند. این طراحی سعی در نگه‌داشتن فمور در اداکشن و همچنین کنترل چرخش سوکت با دربرگرفتن برجستگی ایسکیال درون سوکت را داشت. در پی طراحی سوکت CAT-CAM یک سری از سوکت‌ها به‌وجود آمدند که بسته به محل آناتومیکی که توسط سوکت در بر گرفته می‌شود، با نام‌های سوکت دربرگیرنده ایسکیوم یا سوکت دربرگیرنده ایسکیوم و راموس‌پوبیس شناخته می‌شوند. در اواخر دهه ۱۹۸۰، *مارلو* نوعی سوکت طراحی کرد که بر ایجاد حمایت اسکلتی

www.SID.ir

Archive of SID

در مجموعه ایسکیوم و راموس داخلی تمرکز داشت. این طراحی سوکت آناتومیک، *مارلو* نام گرفت[7].

طراحی و فیت‌کردن سوکت به‌دلیل منحصربه‌فردبودن استامپ هر فرد بسیار مشکل است. نامناسب‌بودن فیت سوکت باعث درد، ناراحتی و مشکلات پوستی شده و فرد را مجبور به عدم استفاده از پروتز می‌کند[8]. برای رضایت فرد دارای قطع عضو از سوکت پروتز و میزان راحتی آن، جنبه‌های مختلفی قابل تصور است که از جمله آنها می‌توان به توانایی سوکت در انطباق با تغییرات حجمی در کوتاه‌مدت و درازمدت و توانایی آن در انتقال مناسب و راحت نیروها بین استامپ و پروتز اشاره نمود. مطالعات نشان داده است که استفاده‌کنندگان از پروتزهای اندام تحتانی، ناراحتی درون سوکت پروتز را یکی از مهم‌ترین مشکلات هنگام استفاده از پروتز دانسته‌اند. درد و ناراحتی در استامپ از مشکلات متداول استفاده‌کنندگان از پروتز است[9]. همچنین توزیع فشار بین سوکت و استامپ یک عامل مهم در طراحی و فیت سوکت است[10]. فشار بیش از حد می‌تواند باعث مشکلاتی مثل تحریک‌شدن فولیکول‌ها، حساسیت پوستی و عفونت شود[11]. گاهی اوقات مشکلات پوستی باعث عفونت مزمن می‌شوند که ممکن است منجر به قطع عضو مجدد شود. این امر ممکن است مانع استفاده طولانی‌مدت از پروتز شود که به‌طور قابل ملاحظه‌ای فعالیت‌های روزانه و کیفیت زندگی فرد استفاده‌کننده از پروتز را دچار مخاطره می‌کند[12].

وجود پوست سالم از مهم‌ترین فاکتورهای موفقیت در استفاده از پروتز است[6]. حدود یک‌سوم از افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی که از پروتز استفاده می‌کنند، از مشکلات پوستی رنج می‌برند[11]. میزان شیوع حداقل یک مشکل پوستی در افرادی که از پروتز استفاده می‌کنند در حدود ۳۴ تا ۷۴٪ است[13]. انواع مشکلات پوستی همراه استفاده از پروتز عبارتند از؛ مشکلات مکانیکی (مانند کیست‌ها، پینه‌ها، تومورهای شبه‌پوستی (اپیدرموئید)، زگیل‌های تکثیرشونده)، عکس‌العمل‌های آلرژیک (مانند تورم در استامپ، اگزما، جوش، التهاب تماسی پوست) و عفونت‌های قارچی و باکتریایی[14]. مطالعات نشان می‌دهند که اکثر مشکلات پوستی ناشی از فشار معمولاً مربوط به نواحی تحمل وزن در قسمت فوقانی سوکت هستند. در این نواحی میزان فشارهای وارده به استامپ حدود دوبرابر نواحی دیگر سوکت است[15].

با توجه به مشکلات عدیده‌ای که در اثر فشار بیش از حد برای استفاده‌کنندگان از پروتز ترنس‌فمورال ایجاد می‌شود و همچنین مشکلات و کاستی‌های روش‌های کنونی تعدیل این فشارها، به‌نظر می‌رسد با طراحی و ساخت سوکتی که علاوه بر کاهش فشارهای واردشده به استامپ در هنگام استفاده از پروتز، تا حدودی مشکلات روش‌های پیشین را نیز برطرف کند، گام موثری در جهت بهبود خدمات ارایه‌شده به افراد دارای قطع عضو برداشته شود.

بنابراین هدف این مطالعه، طراحی و ساخت سوکت اصلاح‌شده با لبه سیلیکونی در پروتز ترنس‌فمورال و بررسی تاثیر آن بر میزان فشار در نواحی تحمل وزن فوقانی در مقایسه با سوکت مرسوم بدون لبه سیلیکونی بود.

بیمار و روش‌ها

در این مطالعه موردی تک‌نمونه‌ای، یک مرد ۳۸ساله با قطع عضو ترنس‌فمورال تروماتیک سمت راست با طول استامپ ۲۸سانتی‌متر (از تروکانتر فمور تا انتهای استامپ) با امضای رضایت‌نامه مورد بررسی قرار گرفت. استامپ بیمار دارای بافت نرم مناسب و پوست سالم بود. شرایط ورود به مطالعه شامل؛ قطع عضو تروماتیک، قرارداشتن طول استامپ در یک‌سوم میانی فمور، شاخص جثه نرمال (۱۸/۵ تا ۲۵کیلوگرم بر مترمربع) و محدوده سنی ۲۵ تا ۵۵ سال و معیارهای خروج از مطالعه شامل؛ وجود مشکلات ارتوپدی مختل‌کننده گیت در پای مقابل، وجود مشکلات تعادلی، وجود تغییرات حجمی شدید در استامپ، وجود کانتراکچر فلکشن بیش از ۲۰درجه در استامپ، ضعف شدید عضلات استامپ و وجود بافت‌های اسکار وسیع در استامپ بود.

برای این فرد دو عدد سوکت، یکی به‌روش مرسوم و دیگری با لبه سیلیکونی ساخته شد. همچنین برای اندازه‌گیری فشارها با استفاده از FSR (مقاومت حساس به نیرو) و برد میکروکنترلری آردوئینو دیو (Arduino Due) دستگاه اندازه‌گیری فشار ساخته شد.

ساخت دستگاه اندازه‌گیری فشار: از FSR (Inter Link؛ ایالات متحده) به‌عنوان بخش دریافت‌کننده فشارها برای ساخت دستگاه اندازه‌گیری فشار استفاده شد. FSRها مقاومت‌های حساس به نیرو هستند که در حالتی که روی آنها فشاری وجود ندارد مقاومت آنها بی‌نهایت است و هیچ جریانی از آنها رد نمی‌شود. وقتی روی یک FSR نیرو وارد شود، بسته به میزان نیروی وارده، مقاومت آن کاهش می‌یابد و جریان از آن عبور می‌کند. هر چه نیروی وارده به FSR بیشتر باشد مقاومت آن کمتر می‌شود. با ایجاد رابطه‌ای بین میزان نیروی اعمال‌شده و میزان کاهش مقاومت، می‌توان میزان نیروی وارده روی FSR را اندازه‌گیری کرد. برای ایجاد این رابطه از نمودارهای استانداردی که شرکت‌های سازنده FSR طی آزمایشات مختلف برای محصولات خود ارایه کرده‌اند استفاده شد[16]. محور افقی این نمودار میزان نیرو بر حسب گرم و محور عمودی آن مقاومت بر حسب کیلواُهم را نشان می‌دهد. با استفاده از اطلاعات این نمودار، برنامه‌نویسی برد میکروکنترلری مورد استفاده در ساخت دستگاه انجام شد.

از ۱۰ عدد FSR در ساخت این دستگاه استفاده شد که ۸ عدد از آنها درون سوکت در بخش‌های تاندون عضله اداکتور لونگوس، زیر راموس تحتانی پوبیس، بالای مثلث اسکارپا، تروکانتر فمور، قسمت

www.SID.ir

Archive of SID

خارجی ایسکیوم، محل عضله رکتوس فموریس و ۲ عدد سنسور در ایسکیوم قرار گرفت. دو عدد سنسور دیگر نیز زیر پای پروتزی فرد قطع عضو در محل پاشنه و سر متاتارس‌ها قرار گرفت تا به‌وسیله اطلاعات دریافتی از این دو سنسور زمان‌های بیشترین فشار روی سنسور پاشنه (معادل پاسخ بارگذاری) و بیشترین فشار روی سر متاتارس‌ها (معادل هل‌دادن) را تشخیص دهیم. اطلاعات دریافت‌شده به‌وسیله FSRها وارد برد میکروکنترلری آردوئینو دیو مورد استفاده در ساخت دستگاه شد و طبق برنامه‌نویسی انجام‌شده برای آن پردازش شده و در کارت حافظه نصب‌شده روی دستگاه ذخیره شد. پس از اتمام اندازه‌گیری، این اطلاعات به کامپیوتر منتقل شده و توسط نرم‌افزار متلب مورد بررسی قرار گرفت. برای راه‌اندازی دستگاه از یک باتری ۹ولتی قابل شارژ با شدت جریان ۸۰۰میلی‌آمپر استفاده شد. خروجی نهایی دستگاه ساخته‌شده، نموداری دوبُعدی بود که محور افقی آن زمان و محور عمودی آن میزان فشار را بر حسب گرم نشان می‌داد. برد میکروکنترلری همراه با باتری و سیم‌های ورودی از FSRها درون یک محفظه پلاستیکی جاسازی شدند. پس از تکمیل دستگاه ساخته‌شده، روایی و پایایی آن از طریق اعمال نیروهای مختلف به‌وسیله نیروسنج روی بخش دریافت‌کننده فشارها بررسی شد.

ساخت سوکت دارای لبه سیلیکونی: پس از قالب‌گیری از استامپ فرد، اصلاحات لازم انجام شد و قالب گچی نهایی به‌دست آمد. سپس سیلیکون‌ریزی بخش پروگزیمال قالب انجام شد. برای ساخت سوکت دارای لبه سیلیکونی از سیلیکون گرید مدیکال (شور ۳۵ شرکت COP؛ فرانسه) استفاده شد. بعد از پلیمریزاسیون کامل سیلیکون که حدود ۲ ساعت زمان نیاز داشت، این بخش از قالب پوزیتیو جدا شده و قسمت‌های اضافی آن تریم شد. سپس بخش سیلیکونی دوباره در محل خود قرار داده شد و روی قالب پوزیتیو یک لایه PVA (پلی‌وینیل‌استات) کشیده شد، به‌گونه‌ای که بخش سیلیکونی، زیر آن و کاملاً در جای خود قرار گرفت. پس از انجام لمینیشن، لبه‌های سوکت سخت با فاصله مناسب از بخش سیلیکونی کوتاه شد. سپس با استفاده از قالب پوزیتیو یکسان سوکت به‌روش مرسوم ساخته شد.

اندازه‌گیری فشار: فشارها در حالت‌های ایستاده روی دو پا، ایستاده روی پای پروتزی و راه‌رفتن در زمان بیشترین فشار روی سنسور پاشنه (پاسخ بارگذاری) و بیشترین فشار روی سنسور سر متاتارس‌ها (هل‌دادن) اندازه‌گیری شد. زمان‌های پاسخ بارگذاری و هل‌دادن با توجه به اطلاعات به‌دست‌آمده از دو سنسور قرارداده‌شده در زیر پای پروتزی فرد تشخیص داده شد.

حالت ایستاده روی دو پا: ابتدا سنسورهای دستگاه اندازه‌گیری فشار در محل‌های مورد نظر قرار داده شد. ترتیب قرارگیری سنسورها به این صورت بود که سنسور شماره یک در محل تاندون عضله اداکتور لونگوس، سنسور شماره ۲ در بالای مثلث اسکارپا، سنسور شماره ۳ در محل عضله رکتوس فموریس ۳سانتی‌متر پایین‌تر از لبه فوقانی سوکت، سنسور شماره ۴ در محل تروکانتر فمور، سنسور شماره ۵ در ۵-۴سانتی‌متر خارج‌تر از ایسکیوم، سنسورهای شماره ۶ و ۷ در محل ایسکیوم و سنسور شماره ۸ در زیر راموس تحتانی پوبیس قرار داشتند. دو عدد سنسور نیز زیر پای پروتزی فرد در زیر پاشنه و زیر سر متاتارس‌ها قرار داده شد تا هنگام اندازه‌گیری فشارها در حالت راه‌رفتن از آنها استفاده شود. سپس فرد استفاده‌کننده از پروتز، سوکت را پوشید و پس از مدت‌زمان خودانتخابی راه‌رفتن (زمانی که از نظر آمپوته سوکت کاملاً در جای خود قرار گرفته بود)، از وی خواسته شد تا در حالی که یک پای خود را روی ترازو و پای دیگر خود را روی سکوی ایجادشده برای جبران اختلاف طول قرار داده بود، وزن خود را به‌طور مساوی بین هر دو پای خود تقسیم کند. بعد از اطمینان از اینکه ترازو نصف وزن فرد را نشان می‌دهد، با فشاردادن دکمه، دستگاه اندازه‌گیری فشار بعد از ۲ ثانیه شروع به دریافت اطلاعات کرده و به‌مدت ۱۵ ثانیه اطلاعات به‌دست‌آمده در کارت حافظه ذخیره شد.

حالت ایستاده روی پای پروتزی: در این حالت از فرد استفاده‌کننده از پروتز درخواست شد تا در حالی که بدن خود را در حالت عمود نگه داشته است، روی پای پروتزی خود بایستد و دست سمت مخالف قطع عضو را با زاویه ۹۰درجه به دیوار تکیه دهد (برای حفظ تعادل). در این حالت نیز با روشن‌کردن دستگاه، فشارهای بین استامپ و سوکت به‌مدت ۱۵ثانیه اندازه‌گیری شد.

اندازه‌گیری فشارها در حالت راه‌رفتن: برای اندازه‌گیری فشارها در این حالت با راه‌اندازی دستگاه از فرد استفاده‌کننده از پروتز خواسته شد تا روی یک مسیر مستقیم ترسیمی به‌طول ۱۰متر با سرعت خودانتخابی راه برود و اطلاعات در کارت حافظه ذخیره شد.

بعد از اینکه اندازه‌گیری‌ها در یکی از سوکت‌ها به‌اتمام رسید، با بازکردن پیچ سه‌شاخ، سوکت اولی از پروتز جدا شد و سوکت بعدی جایگزین شد و سنسورها در محل‌های مشابه سوکت قبلی نصب شدند. برای حفظ یکسان‌بودن شرایط در دو سوکت، با راه‌رفتن فرد استفاده‌کننده از پروتز، تغییرات الاینمنت جزیی ایجادشده هنگام تعویض سوکت برطرف شد و فرد با سوکت جدید تطبیق پیدا کرد. پس از این اقدامات، بار دیگر اندازه‌گیری‌ها برای سوکت بعدی تکرار شد.

پس از انجام اندازه‌گیری‌ها، اطلاعات ذخیره‌شده در کارت حافظه جانبی به کامپیوتر منتقل شد و با نرم‌افزار متلب نمودارهای مربوط به هر سنسور در هر حالت رسم شد و از روی نمودار میزان نیروهای موجود بین استامپ و سوکت استخراج شد.

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

حالت ایستاده روی دو پا: بیشترین میزان فشار دریافت‌شده در این فرد در حالت ایستاده روی دو پا، در سوکت دارای لبه سیلیکونی و در سوکت مرسوم در سنسور شماره ۸ بود. کمترین میزان فشار دریافت‌شده در هر دو سوکت در سنسور شماره ۴ و برابر با صفر بود. در حالت ایستاده روی هر دو پا در همه سنسورها به‌غیر از سنسور شماره ۸، فشارها در سوکت دارای لبه سیلیکونی در مقایسه با سوکت مرسوم کاهش یافت، ولی در سنسور شماره ۸ در سوکت دارای لبه سیلیکونی، افزایش فشار مشاهده شد.

حالت ایستاده روی پای پروتزی: در این حالت بیشترین میزان فشار دریافت‌شده در سوکت مرسوم در سنسور شماره ۶ و در سوکت دارای لبه سیلیکونی در سنسور شماره ۲ بود. حداقل فشار دریافت‌شده در این حالت نیز در هر دو سوکت در سنسور شماره ۴ بود که هیچ فشاری ثبت نشده بود.

حالت راه‌رفتن در زمان پاسخ بارگذاری: در این حالت بیشترین میزان فشار دریافت‌شده در هر دو سوکت در سنسور شماره ۸ و کمترین فشار ثبت‌شده نیز در هر دو سوکت در سنسور شماره ۴ بود. در این حالت در سوکت مرسوم در سنسور شماره ۴ فشاری دریافت نشد، ولی در همین سنسور در سوکت دارای لبه سیلیکونی ۰/۲۳کیلوپاسکال فشار ثبت شد. همچنین در سنسور شماره ۷ نیز افزایش فشار مشاهده شد، ولی در مابقی سنسورها فشار کاهش یافت.

حالت راه‌رفتن در زمان هل‌دادن (push off): بیشترین میزان فشار دریافت‌شده در این حالت در سوکت مرسوم و سوکت دارای لبه سیلیکونی در سنسور شماره ۸ بود. کمترین میزان فشار دریافت‌شده نیز در سوکت مرسوم و سوکت دارای لبه سیلیکونی در سنسور شماره ۴ بود. در این حالت در سنسورهای شماره ۷ و ۸ میزان فشارها در دو سوکت یکسان بود، در حالی که سایر سنسورها در سوکت دارای لبه سیلیکونی فشارهای کمتری را نسبت به همان حالت در سوکت مرسوم نشان دادند (جدول ۱).

بحث

پس از قطع عضو و دریافت پروتز، فشارهای بیش از حد بین استامپ و سوکت از مهم‌ترین مشکلات افراد استفاده‌کننده از پروتز است[10]. همچنین مطالعات نشان می‌دهند که بیشترین میزان فشارهای موجود بین استامپ و سوکت در یک فرد قطع عضو ترنس‌فمورال در نواحی تحمل وزن فوقانی سوکت قرار دارند[15]. تلاش‌های صورت‌گرفته به‌منظور تعدیل این فشارها تا حدودی در کاهش میزان فشارها و افزایش راحتی افراد قطع عضو موفق بوده‌اند، ولی این روش‌ها نیز دارای مشکلات و کاستی‌هایی هستند[6, 7]. لذا این مطالعه با هدف طراحی و ساخت نوع جدیدی از سوکت برای افراد قطع عضو و بررسی تاثیر آن بر کاهش فشار در نواحی تحمل وزن فوقانی صورت گرفت.

جدول ۱) مقایسه میزان فشارهای اندازه‌گیری‌شده (بر حسب کیلوپاسکال) در حالت‌های مختلف در سوکت دارای لبه سیلیکونی و سوکت مرسوم

شماره سنسورها	سوکت مرسوم	سوکت دارای لبه سیلیکونی	تغییرات فشار نسبت به سوکت مرسوم
حالت ایستاده روی هر دو پا			
شماره ۱	۳/۶۶	۲/۹۵	٪۱۹/۴ کاهش
شماره ۲	۳/۹۴	۳/۳۷	٪۱۴/۰ کاهش
شماره ۳	۱/۵۶	۰/۹۴	٪۳۹/۷ کاهش
شماره ۴	۰	۰	بدون تغییر
شماره ۵	۳/۵۵	۱/۷۷	٪۵۰/۱ کاهش
شماره ۶	۴/۲۳	۳/۳۴	٪۲۱/۰ کاهش
شماره ۷	۴/۲۸	۳/۳۴	٪۲۱/۹ کاهش
شماره ۸	۴/۷۳	۵/۹۱	٪۲۴/۹ افزایش
حالت ایستاده روی پای پروتزی			
شماره ۱	۶/۲۱	۶/۲۱	بدون تغییر
شماره ۲	۷/۳۳	۹/۴۶	٪۲۹/۱ افزایش
شماره ۳	۴/۴۹	۳/۶۰	٪۱۹/۸ کاهش
شماره ۴	۰	۰	بدون تغییر
شماره ۵	۴/۴۳	۲/۸۳	٪۳۶/۱ کاهش
شماره ۶	۷/۶۹	۶/۵۲	٪۱۵/۲ کاهش
شماره ۷	۵/۷۳	۵/۲۰	٪۹/۲ کاهش
شماره ۸	۴/۸۶	۷/۳۳	٪۵۰/۸ افزایش
حالت راه‌رفتن در زمان پاسخ بارگذاری			
شماره ۱	۶/۸۰	۴/۶۷	٪۳۱/۳ کاهش
شماره ۲	۷/۳۹	۶/۵۹	٪۱۰/۸ کاهش
شماره ۳	۴/۰۵	۲/۹۵	٪۲۷/۱ کاهش
شماره ۴	۰	۰/۲۳	٪۲۳/۰ افزایش
شماره ۵	۴/۷۳	۲/۳۰	٪۵۰/۱ کاهش
شماره ۶	۶/۲۱	۵/۷۳	٪۷/۷ کاهش
شماره ۷	۶/۰۶	۶/۲۱	٪۲/۴ افزایش
شماره ۸	۱۰/۶۵	۱۰/۵۹	٪۰/۵ کاهش
حالت راه‌رفتن در زمان هل‌دادن			
شماره ۱	۷/۲۴	۴/۹۱	٪۳۲/۱ کاهش
شماره ۲	۷/۹۵	۶/۷۷	٪۱۴/۸ کاهش
شماره ۳	۴/۵۲	۳/۰۷	٪۳۲/۱ کاهش
شماره ۴	۰/۷۳	۰/۵۹	٪۱۹/۲ کاهش
شماره ۵	۴/۴۳	۲/۳۶	٪۴۶/۷ کاهش
شماره ۶	۶/۲۷	۵/۰۲	٪۱۹/۹ کاهش
شماره ۷	۱/۸۹	۱/۸۹	بدون تغییر
شماره ۸	۱۰/۸۵	۱۰/۸۵	بدون تغییر

طبق نتایج به‌دست‌آمده می‌توان گفت در همه حالت‌ها، فشار اندازه‌گیری‌شده در سوکت دارای لبه سیلیکونی از سوکت مرسوم کمتر بود. در حالت‌های ایستاده روی هر دو پا و ایستاده روی پای پروتزی، در سنسور زیر راموس (شماره ۸) فشار در سوکت دارای لبه

www.SID.ir

Archive of SID

سیلیکونی افزایش یافت که احتمالاً به‌دلیل تطابق بهتر سنسور با استامپ در این ناحیه در سوکت دارای لبه سیلیکونی است که باعث فعال‌شدن بیشتر و بهتر سنسور و دریافت فشار بیشتری می‌شود. علت دیگر ممکن است مربوط به عدم کفایت خاصیت ارتجاعی سیلیکون مورد استفاده باشد که باعث می‌شود با اعمال‌شدن وزن بیش از حد معینی، خاصیت ارتجاعی سیلیکون به‌اتمام برسد و توانایی سیلیکون در جذب نیروهای وارده به آن کاهش یابد. با این حال فرد استفاده‌کننده از پروتز در این ناحیه احساس ناراحتی نمی‌کرد و در حالت ایستاده روی پای پروتزی، هنگام استفاده از سوکت دارای لبه سیلیکونی به‌صورت راحت‌تر و طولانی‌تری قادر به تحمل وزن روی پای پروتزی بود.

سنسور شماره ۴ در همه حالت‌های اندازه‌گیری و در هر دو سوکت کمترین میزان فشار را نشان داد که این امر با توجه به اینکه تروکانتر فمور محل مناسبی برای تحمل وزن و دریافت فشار نیست، معقول به‌نظر می‌رسد و گواهی بر توزیع مناسب فشارها در سوکت است.

در حالت ایستاده روی پای پروتزی، در سنسور بالای مثلث اسکارپا (شماره ۲) در سوکت دارای لبه سیلیکونی ۲۹/۱٪ افزایش فشار مشاهده شد. این افزایش فشار ممکن است مربوط به قرارداشتن پنجه پروتزی فرد در حالت پلانتار فلکشن باشد که با ایجاد گشتاور اکستانسوی روی زانو از یک طرف و از طرف دیگر با افزایش تطابق سنسور قراردادهشده در این ناحیه با استامپ فرد، باعث دریافت فشار بیشتری توسط دستگاه می‌شود. همچنین تمایل به جلوی فرد قطع عضو برای حفظ تعادل نیز ممکن است علت دیگری برای این امر باشد.

بیشترین میزان کاهش فشار مشاهده‌شده در هر چهار حالت اندازه‌گیری، در سنسور قراردادهشده در قسمت خارج ایسکیوم (شماره ۵) بود که این امر نشانگر بیشترین میزان تطابق ایجادشده در نتیجه استفاده از سوکت دارای لبه سیلیکونی است، به این صورت که با پوشیدن سوکت دارای لبه سیلیکونی و تحمل وزن روی آن، این قسمت از سوکت با ایجاد بیشترین تطابق با استامپ فرد در مقایسه با سوکت مرسوم، باعث بیشترین میزان کاهش فشار در سوکت دارای لبه سیلیکونی شده است.

در کل به‌نظر می‌رسد به‌دلیل انعطاف‌پذیربودن سیلیکون و در نتیجه تطابق بهتر آن با بافت نرم و ساختارهای آناتومیک تحمل وزن‌کننده در استامپ، فشارهای ایجادشده در هنگام ایستادن و راه‌رفتن در سوکت دارای لبه سیلیکونی به‌شکل متقارن‌تری نسبت به لبه‌های سخت و غیرقابل انعطاف در سوکت مرسوم پخش می‌شوند که این امر منجر به کاهش فشارها در نقاط اندازه‌گیری‌شده می‌شود.

از محدودیت‌های این مطالعه تعداد کم نمونه‌ها، عدم امکان اندازه‌گیری فشار هنگام راه‌رفتن و عدم امکان اندازه‌گیری فشار در همه سطوح داخلی سوکت بود. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده فشار در افراد بیشتر و در حالت راه‌رفتن نیز اندازه‌گیری شود. همچنین پیشنهاد می‌شود که اندازه‌گیری فشارها در همه سطوح داخلی سوکت صورت گیرد.

نتیجه‌گیری

استفاده از سوکت با لبه سیلیکونی در پروتز ترنس‌فمورال در مقایسه با سوکت مرسوم بدون لبه سیلیکونی باعث کاهش فشارهای وارده به استامپ و افزایش راحتی فرد قطع عضو می‌شود.

تشکر و قدردانی: بدین وسیله از جناب آقای مهندس *رضا اخوان*، دانشجوی کارشناسی‌ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال به‌خاطر همکاری‌های صمیمانه‌شان در مراحل ساخت دستگاه اندازه‌گیری فشار مورد استفاده در تحقیق تشکر و قدردانی می‌شود.

تاییدیه اخلاقی: این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه وابسته به نویسندگان مورد تایید واقع شد.

تعارض منافع: موردی از طرف نویسندگان بیان نشده است.

منابع مالی: تامین منابع مالی این مطالعه به عهده خود نویسندگان بوده است.

منابع

1- Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89(3):422-9.

2- Saeid Zakerin M, Hoviat Talab K, Shahabi M. The effect of home visit on self care of war-disabled people with lower limb amputation. Pajohandeh. 2000;5(1):107-11. [Persian]

3- Klotz R, Colobert B, Botino M, Permentiers I. Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee. Ann Phys Rehabil Med. 2011;54(7):399-410.

4- Dumbleton T, Buis A, McFadyen A, McHugh BF, McKay G, Murray KD, et al. Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. J Rehabil Res Dev. 2009;46(3):405-15.

5- Klute GK, Kallfelz CF, Czerniecki JM. Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient. J Rehabil Res Dev. 2001;38(3):299-307.

6- Smith DG, Michael JW, Bowker JH, Surgeons AAoO. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons Rosemont; 2004.

7- Lusardi MM, Jorge M, Jorge M, Nielsen CC. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 3rd edition. United States: Elsevier Health Sciences; 2012.

8- Klute GK, Rowe GI, Mamishev AV, Ledoux WR. The thermal conductivity of prosthetic sockets and liners. Prosthet Orthot Int. 2007;31(3):292-9.

www.SID.ir

Archive of SID

9- Lee WC, Zhang M, Mak AF. Regional differences in pain threshold and tolerance of the transtibial residual limb: Including the effects of age and interface material. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(4):641-9.
10- Jia X, Zhang M, Lee WC. Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb-dynamic effects. J Biomech. 2004;37(9):1371-7.
11- Dudek NL, Marks MB, Marshall SC, Chardon JP. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(4):659-63.
12- Ali S, Osman NA, Mortaza N, Eshraghi A, Gholizadeh H, Wan Abas WA. Clinical investigation of the interface pressure in the trans-tibial socket with Dermo and Seal-In X5 liner during walking and their effect on patient satisfaction. Clin Biomech. 2012;27(9):943-8.
13- Visscher MO, Robinson M, Fugit B, Rosenberg RJ, Hoath SB, Wickett RR. Amputee skin condition: occlusion, stratum corneum hydration and free amino acid levels. Arch Dermatol Res. 2011;303(2):117-24.
14- Meulenbelt HE, Geertzen JH, Jonkman MF, Dijkstra PU. Skin problems of the stump in lower limb amputees: A clinical study. Acta Derm Venereol. 2011;91(2):173-7.
15- Neumann ES, Wong JS, Drollinger RL. Concepts of pressure in an ischial containment socket: Measurement. J Prostheti Orthot. 2005;17(1):2-11.
16- FSR 402 Short [Internet]. Los Angeles: Interlink Electronics [Cited 2015, 5 November]. Available from: http://www.interlinkelectronics.com/FSR402.php
17- Baars EC, Geertzen JH. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. Prosthet Orthot Int. 2005;29(1):27-37.

www.SID.ir