بررسی تاثیر وضعیت‌های فیت خوب و بد سوکت پی‌تی‌بی سوپراکوندیلار بر نحوه ی توزیع فشار واسطه‌ای و راحتی در افراد با قطع عضو زیرزانو یکطرفه: مطالعه موردی

ناهید تفتی[1]، محمدرضا صفری[2]، غلامرضا امینیان[3]، پوریا رضاسلطانی[4]

[1]دانشجوی دکترا، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، [2]استادیارگروه ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، [3]عضو گروه ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، [4]مشاور آمار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

*نویسنده پاسخگو: تهران. اوین. بلوار دانشجو. بن بست کودکیار. گروه ارتوز و پروتز، Email: Mo.Safari@uswr.ac.ir

چکیده

مقدمه: تغییرات حجم و شکل استامپ موجب مشکلاتی در حفظ فیت دقیق و راحت می‌شود. برهم خوردن فیت موجب بروز درد در استامپ، ناراحتی فرد قطع عضو و حرکت بین استامپ و سوکت می‌شود. در زمینه‌ی آن‌که در افراد قطع عضو دارای سوکت دائمی، چه میزان نوسان حجمی می‌تواند موجب بروز مشکلات فیت شود، شواهد کافی وجودندارد.

هدف: تعیین و درک ارتباط میزان تغییرات فشار واسطه‌ای بین استامپ و سوکت با احساس ذهنی فرد در حالت‌های فیت مناسب و نامناسب سوکت.

مواد و روش‌ها: مطالعه روی دو فرد قطع عضو زیرزانو انجام شد. اجرا دو مرحله مشابه هم داشت، معیار راحتی سوکت در هر دو حالت ارزیابی شد تفاوت این دو مرحله آن بود که یکی در شرایط فیت نامناسب و دیگری در شرایط فیت مناسب انجام شد. برای سنجش فشارواسطه‌ای در هر مرحله آزمون‌های استاتیک به صورت اعمال نیمه وزن و تمام وزن به اندام پروتزی و آزمون راه‌رفتن انجام شد.

یافته‌ها: به نظر می‌رسد با کاهش حجم استمپ در صورت افزودن لایه‌های زیاد جوراب برای بهبود فیت (اصلاح این زوج نیرو) فشار بالایی به تاندون پتلا و سرفیبولا تحمیل می‌شود که راحتی فرد را کاهش می‌دهد. اگر از لایه‌های جوراب کمک گرفته‌نشود، حرکت استمپ به سمت دیستال سوکت خصوصا در ابتدای استانس موجب اعمال فشاری غیرقابل تحمل به دیستال تیبیا می‌شود.

بحث: در حالت استاتیک با بهبود فیت فشارواسطه‌ای در ناحیه تاندون پتلا و ناحیه پوپلیته‌آل افزایش یافت. در آزمون راه‌رفتن با استفاده از سوکت با فیت مناسب فشارهای نابجا ناشی از حرکت میان استمپ و سوکت کاهش یافت. با پوشیدن تعداد زیادی لایه‌ی جوراب برای بهبود فیت، افزایش نسبتا یکنواخت حجم بین استمپ و سوکت موجب افزایش غیرقابل تحمل فشار واسطه‌ای در نواحی تاندون پتلا یا سرفیبولا شد.

کلید واژه: فشار واسطه‌ای، نوسان حجم، راحتی سوکت

تاریخ دریافت: ۹۱/۱۰/۲۰

تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۱/۲۹

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه

آمار ارائه‌شده توسط کشور انگلستان نشان می‌دهد سالانه حدود پنج هزار نفر دچار قطع عضو اندام تحتانی می‌شوند که بیش از نیمی از این موارد در مقطع زیرزانو[I] رخ می‌دهد (۱). براساس آمار ارائه شده توسط کشور آمریکا تعداد موارد جدید قطع عضو در هر سال در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر ۴۶.۳ بدلیل اختلالات و بیماری‌های عروقی مثل دیابت، ۵.۸۶ نفر به علت تروما، ۰.۳۵ نفر بدلیل سرطان استخوان یا مفصل می‌باشد (۲و۳) در افراد قطع عضو با ۷۵ سال یا بیشتر شایع‌ترین علت قطع عضو مشکلات عروقی است. در گروه سنی ۱۶-۵۴ سال قطع عضو ناشی از دیگر علل رایج (سانحه، سرطان، عفونت، اختلال عصبی و...) است (۱).

پس از قطع عضو، جهت بازگرداندن زیبایی و تحرک عملکردی به فرد پروتز داده می‌شود. تهیه پروتز مناسب برای فرد قطع عضو دارای اهمیت بسیار زیادی جهت کمک به انجام فعالیت‌های روزانه و بازگشت او به جامعه می‌باشد. در این میان یکی از مهمترین اجزای پروتزی که نقشی موثر برای این منظور دارد سوکت می‌باشد. سوکت واسطه‌ی میان استامپ و پروتز است و در انتقال وزن و توزیع فشار واسطه‌ای نقش اساسی دارد. در ارزیابی‌ها افراد قطع عضو اندام تحتانی مهمترین مشخصه پروتز اندام تحتانی را راحتی و کیفیت فیت سوکت عنوان کرده‌اند (۴). استمپی که به ثبات حجم نسبی رسیده‌است[II] با گذر هفته‌ها یا ماه‌ها دچار تغییرات حجم روزانه و دراز مدت می‌شود (۵). بنابراین ایجاد و حفظ فیت استمپ و سوکت امری دشوار است زیرا باید یک جسم جامد با حجم ثابت بخش زنده‌ای از بدن را که دائما در حال تغییر حجم است در بر بگیرد (۵و۶).

نوسان حجم مشکل سازترین عاملی است که می‌تواند منجربه برهم خوردن تناسب حجم اندام با حجم ثابت سوکت شود. فشار سوکت روی استامپ عامل اصلی تغییر حجم است و افزایش فشار روی اندام موجب کاهش بیشتر حجم اندام می‌شود. همچنین نوسان حجم درطول روز می‌تواند موجب افزایش فشار در نواحی مشخص شود، زیرا استامپ بیشتر به درون سوکت فرو می‌رود، فشار روی نواحی استخوانی برجسته تر بیشتر می‌شود و در نهایت افزایش درد و تخریب بافتی رخ می‌دهد (۷)؛ نوسان حجم استامپ موجب مشکلاتی نظیر کاهش راحتی، کاهش اطمینان هنگام جابجایی، مشکلات پوستی، کاهش مکش درسوکت های مکشی[III]، افزایش نیروهای برشی، افزایش فشار روی برجستگی‌های استخوانی، حرکت تلمبه‌ای[IV]یا پیستونی بین بافت و سوکت، تخریب بافتی و راه‌رفتن نامناسب می‌شود (۸).

شیوه‌ی مرسوم و مورد استفاده برای جبران تغییرات روزانه‌ی حجم استامپ استفاده از لایه‌های جوراب (پروتزی) است. شیوه‌های غیررایجی که در مرحله‌ی آزمایشی هستند استفاده از فشار هوا[V]، سوکت با حجم متغییر[VI] می‌باشند (۶). پدها و جوراب‌ها تاثیرات متفاوتی در حجم سوکت دارند و نمی‌توانند به صورت مداوم تغییرات حجمی استامپ را جبران کنند (۸).

گاهی اوقات تعداد جوراب یک شاخص برای فیت خوب یا بد سوکت محسوب می‌شود (۹). اما تعداد زیاد جوراب به عنوان یک عامل منفی تلقی می‌شود زیرا موجب می‌شود میزان سفتی[VII] استامپ داخل سوکت کاهش و حرکت استامپ درون سوکت افزایش یابد (۱۰) و در نتیجه سوکت نسبت به استامپ حالت چرخشی یا پیستونی پیدا کند (۱۱). از طرفی آتروفی در نقاط مختلف استامپ به صورت یکپارچه رخ نمی‌دهد، لذا افزودن لایه‌های جوراب نمی‌تواند فشار را به میزان یکنواخت اولیه و به صورت برابر در نقاط مختلف بازگرداند (۱۲).

در زمینه‌ی آن‌که در افراد قطع عضو دارای سوکت دائمی، چه میزان نوسان حجمی می‌تواند موجب بروز مشکلات فیت شود، شواهد کافی وجود ندارد (۶)، اما از چهار مطالعه موجود در این زمینه (۵و۱۵-۱۳)، نتیجه گرفته می‌شود که در افراد قطع عضو که علت قطع عضو آن‌ها سانحه[VIII] بوده‌است، قدرمطلق تغییرات کوتاه مدت (روزانه) از قدرمطلق تغییرات درازمدت (۲ هفته تا < ۱ سال) کمتر بوده‌است (۵و۶و۱۴)، این که این نتایج در افراد مبتلا به بیماری صدق می‌کند یا نه مشخص نمی‌باشد. به هر حال سلامتی فرد بر تغییر حجم استمپ تاثیرگذار است (۱۴).

[I] Below knee
[II] Mature Stump
[III] Suction Socket
[IV] pumping
[V] Air pressure
[VI] Smart Variable Geometry Socket System (SVGS)
[VII] Stiffness
[VIII] Trauma

Archive of SID
www.SID.ir

مشاهدات بالینی نشان می‌دهد، با فرض آنکه فیت سوکت در ابتدا مطلوب باشد، با ~۵٪ کاهش حجم یا ۲.۵٪ افزایش حجم فیت سوکت از "خوب" به "قابل قبول" تغییر می‌کند، درحالی که با ~۱۰٪ کاهش حجم یا ۵٪ افزایش حجم فیت سوکت"غیرقابل قبول" می‌شود (۱۵).

اگر حجم استمپ کاهش یابد، که برای مثال معمولا در طول یک روز رخ می‌دهد، سوکت برای استمپ گشاد می‌شود، فشار اعمالی بر بافت نرم روی برآمدگی‌های استخوانی متمرکز می‌شود و درد بروز می‌کند. همچنین شانس آسیب‌دیدن بافت نرم اندام بالا می‌رود. اگر حجم استمپ درون سوکت افزایش یابد، فشار مایع میان بافتی افزایش می‌یابد، امکان انسداد جریان خون استمپ پیش می‌آید. غذا به بافت نمی‌رسد، محدودشدن بازگشت خون وریدی می‌تواند موجب بزرگ‌شدن ضایعات ساخته شده توسط سلول‌ها و زوال بافت‌های اندام شود (۱۶).

در طراحی و ساخت پروتز با، (با دست یا با کمک کامپیوتر[I]) اشتباه در برآورد حجم استامپ باید کمتر از دامنه‌ی قابل تحمل برای فرد قطع عضو باشد. این که خطا در برآورد حجم استامپ تا چه اندازه برای فرد قطع عضو قابل قبول است، مشخص نمی‌باشد.

اجزاء محدود[II] یکی از شیوه‌های کامپیوتری رایج مورد استفاده برای پیش‌بینی فشارها در حد واسط استامپ و سوکت است (۳و۱۷). این شیوه به عنوان مکمل اندازه‌گیری بالینی محسوب می‌شود و در زمینه‌ی پیش‌بینی و ارزیابی انتقال وزن بین استامپ و سوکت کاربرد دارد (۱۸). روایی[III] هر مدل کامپیوتری نیازمند تاییدهای تجربی است. در حالت کلی جهت روایی مدل‌های اجزاء محدود برای استامپ و سوکت، فشارهای بدست‌آمده از تجزیه و تحلیل‌های اجزاء محدود با اطلاعات بالینی بدست‌آمده مقایسه می‌شود (۱۷و۱۹و۲۰). همانند شیوه‌های ساخت کامپیوتری، در اجزاء محدود، اطلاع دقیق از دامنه‌ی نوسان حجم استامپ که موجب برهم خوردن فیت سوکت می‌شود و نیز دامنه‌ی نوسان فشار واسطه‌ای در حالت‌های فیت مناسب و نامناسب می‌تواند در میزان دقت ارزیابی‌ها موثر باشد.

نوسان حجم استامپ موجب تغییر میزان و نحوه توزیع فشار واسطه‌ای می‌شود (۵و۱۲) از طرفی احتمالا مهم‌ترین عامل خطر برای بافت نرم بیشترین فشاری است که به آن اعمال می‌شود (۲۱). تصور می‌شود احساس ذهنی فرد قطع عضو از راحتی با الگوی توزیع فشار واسطه‌ای ارتباط دارد. تاکنون میزان تغییر فشار بین شرایط فیت مناسب و نامناسب مورد بررسی قرارنگرفته است. اهداف مطالعه حاضر عبارت بودند از:

۱) محاسبه و مقایسه‌ی دامنه‌ی نوسان فشار واسطه‌ای دروضعیت‌های فیت خوب و بد در هنگام ایستادن در دو حالت اعمال نیمی از وزن و تمام وزن.

۲) مقایسه‌ی فشارهای اعمالی به استامپ در وضعیت‌های فیت خوب و بد در هنگام راه‌رفتن

مواد و روش‌ها

از دو فرد قطع عضو زیرزانو یکطرفه به صورت داوطلبانه دعوت به همکاری شد. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از تصمیم فرد بر تعویض سوکت/پروتز به دلیل برهم خوردن فیت ناشی از تغییر حجم استامپ (وجود درد، ناراحتی یا حرکات پیستونی بین استامپ و سوکت) و سالم‌بودن سایر قطعات پروتز، سوکت مورد استفاده فرد از نوع پی‌تی‌بی[IV] باشد، عدم‌ابتلای فرد به دیابت و بیماری‌های عروق محیطی، طول استامپ ۱۰-۳۰ سانتی‌متر باشد، سلامتی کامل پوست استامپ، سپری شدن حداقل ۶ ماه از زمان دریافت اولین پروتز نهایی، عدم‌ابتلا به درد خیالی[V] استامپ، محیط پروکسیمال استامپ بیش از دیستال آن باشد، قدرت عضلانی فرد ۴ یا ۵ باشد.

از داوطلبانی که معیار های لازم برای ورود به مطالعه را دارا بودند، تقاضا می‌شد به میزان راحتی سوکتی که درحال استفاده از آن بود، نمره‌ای از ۰ تا ۱۰ بدهد. سپس پروتزیست انتخابی فرد، پروتز جدیدش را برای او می‌ساخت. فرد قطع عضو پس از حداقل پانزده روز استفاده از پروتز جدیدش (به شرط رضایت از فیت و راحتی سوکت جدید) در آزمایشگاه حاضر می‌شد و سطح راحتی سوکت خود را با عددی از ۰ تا ۱۰ تعیین می‌نمود. سپس آزمون‌های سنجش فشار واسطه‌ای میان استامپ و سوکت با استفاده از سیستم ناول پلاینس

[I]-CAD CAM (Computer Aided Design Computer Aided Manufacture)
[II]-Finite element
[III]-Reliability
[IV] Patellar Tendon Bearing (PTB)
[V] Phantom pain

Archive of SID

www.SID.ir

انجام شد. این آزمون‌ها دو دسته بودند، تنها تفاوت این دو دسته در آن بود که در یک دسته داوطلب پروتز با شرایط فیت نامناسب و در دسته دیگر پروتز با شرایط فیت مناسب را می‌پوشید.

۲-۱- حسگرها

به منظور اندازه‌گیری فشارواسطه‌ای میان استامپ و سوکت از سیستم پروتزی آر. ال. اس پلاینس[I] استفاده شد. این سیستم برای ارزیابی سوکت و فیت ساخته شده است و اطلاعاتی کمّی از سطح فشار واسطه‌ای استامپ/سوکت در حرکات استاتیک و داینامیک فراهم می‌کند (۲۲). این سیستم از حسگرهایی از جنس خازن، که دقیق و پایا هستند (۲۳و۲۴)، تجزیه و تحلیل‌گر الکترونیک و نرم‌افزار تشکیل‌شده‌است (۲۵). الاستیسیتی حسگرها حدود ۴٪، ضخامت کمتر از یک میلی‌متر، قطر۱۰ میلی‌متر، مساحت هر حسگر حدود mm^2 ۲۰×۲۰، و طیف اندازه‌گیری فشار KPa ۶۰۰ –۲۰ است. حسگرها بسیار الاستیک و انعطاف‌پذیرند، به خوبی حول مکان‌هایی با انحنای بالا منطبق می‌شوند و می‌توانند نواحی آناتومیکی متفاوت اندام را دریک زمان نشان دهند (خصوصیات مناسب تحقیقات پروتزی). این حسگرها بین پوست و جوراب پروتزی جایگذاری می‌شوند.

از آنجا که فشار دائمی وزن بدن روی پوست و عضلات موجب انسداد عروق تغذیه‌کننده بافت، مرگ بافتی و نکروز می‌شود (۲۶)، بنابراین نقاطی از استامپ که در انتقال وزن بین استامپ و سوکت پی‌تی‌بی نقش اصلی دارند نظیر تاندون پتلا، ناحیه‌ی پوپلیته‌آل، فلیر داخلی تیبیا و قدام دیستال تیبیا (۲۷) و سرفیبولا برای نصب حسگرها انتخاب شدند.

۲-۳- آزمون های فشار

ابتدا سیستم پلاینس جهت اندازه‌گیری فشارواسطه‌ای بین استامپ و سوکت توسط نمایندگی شرکت سازنده در ایران کالیبره شد. برای اندازه‌گیری فشار ابتدا حسگرها روی استامپ فرد قطع عضو نصب شدند (۱-الف). در انجام آزمون با هر پروتز از فرد خواسته می‌شد همان تعداد لایه ی جورابی که در شرایط عادی روی استامپ خود می‌پوشد، اکنون روی استامپ و حسگرها بپوشد (۱-ب).

سپس از فرد خواسته‌شد چند دقیقه راه برود. در صورت راحتی فرد در شرایط آزمایشگاه فشار واسطه‌ای اندازه‌گیری می‌گردید.

برای این منظور ابتدا وزن کامل فرد را اندازه‌گیری می‌شد. سپس از فرد خواسته می‌شد اندام سالم خود را روی تخته چوبی که ارتفاع یکسانی با ترازو داشت و در کنار آن قرارداشت، بگذارد و به حالت خبردار بایستد. پس از اطمینان از توزیع دقیق نیمی از وزن بدن روی ترازو، به مدت ۶۰ ثانیه با فرکانس ۵۰Hz و دو مرتبه نسبت به ضبط اطلاعات با سیستم پلاینس اقدام گردید (شکل ۱-ب).

سپس به اندازه‌گیری فشار در حالت استاتیک با اعمال تمام وزن بدن بر سوکت پرداخته‌شد. برای این منظور فرد اندام پروتزی را روی ترازو قرار می‌داد، پس از اطمینان از توزیع دقیق تمام وزن بدن روی اندام پروتزی، به مدت ۶۰ ثانیه با فرکانس ۵۰Hz و دو مرتبه نسبت به ضبط اطلاعات با سیستم پلاینس اقدام شد.

برای انجام آزمون راه‌رفتن از فرد خواسته می‌شد یک فاصله‌ی ۵ متری را هشت مرتبه سپری کند، البته فرد قطع عضو هر بار در پایان مسیر کمی مکث می‌نمود. این آزمون نیز با فرکانس ۵۰Hz و دو مرتبه انجام شد.

۲-۴- تجزیه و تحلیل داده ها

برای آزمون‌های استاتیک، از هر آزمون نتایج گزارش‌شده مربوط به۱۰ ثانیه انتخاب شدند؛ باتوجه به نوسان داده‌ها و با توجه به طراحی آزمون در حالت ایستا، بازه‌های زمانی که داده‌های یکنواخت‌تری داشتند، انتخاب شدند. سپس میانگین فشار برای هر آزمون با نرم افزار اس. پی. اس. اس محاسبه شد. در نهایت میانگین نتایج آزمون‌هایی که با شرایط یکسان انجام شده بودند، محاسبه شد.

برای آزمون‌های راه‌رفتن از هر آزمون ده چرخه راه‌رفتن انتخاب شد. انتخاب چرخه به صورت تصادفی بود. سپس میانگین مقادیر پیک فشار مربوط به ابتدا، میانه و انتهای استانس[II] محاسبه شدند. به صورت تصادفی از هر ۱۰ چرخه یک چرخه به صورت تصادفی جهت نمایش انتخاب شدند.

[I]-Pliance prosthesis- RLS system

[II]-Stance Phase

Archive of SID
www.SID.ir

شکل ۱: الف - قرار دادن حسگرهای سیستم پلاینس روی پوست استامپ-ب- اندازه گیری استاتیک، با اعمال نیمی از وزن بدن به اندام پروتزی.

یافته‌ها

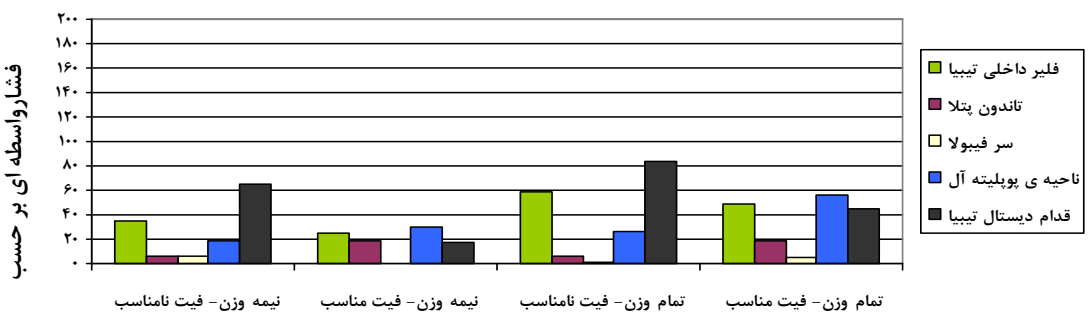
۳-۱- دموگرافی افراد شرکت‌کننده در مطالعه

تعلیق پروتزی مورد استفاده در هر دو فرد سوپراکوندیلار بود.آتروفی استامپ موجب بر هم خوردن فیت در فرد (الف) و (ب) شده بود. شخص الف در شرایط فیت نامناسب یک لایه جوراب حوله‌ای و پس از بهبود فیت او تنها یک لایه جوراب پرلون روی استامپ خود می‌پوشید (تفاوت ضخامت ۲.۴ میلیمتر). در شرایط فیت نامناسب دیستال استامپ او دردناک بود. شخص ب در شرایط فیت نامناسب ۹ لایه جوراب حوله‌ای و در شرایط فیت مناسب یک لایه جوراب حوله‌ای روی استامپ خود می‌پوشید.

۳-۲- نتایج بدست آمده از آزمون های استاتیک

جدول ۱: نتایج اندازه گیری فشار در شرایط استاتیک

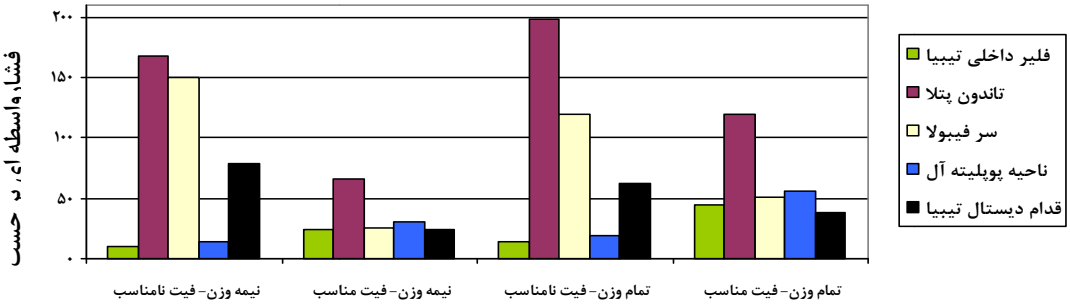
محل حسگر	شخص الف				شخص ب			
	میانگین فشار در شرایط اعمال نیمی از وزن بدن (KPa)		میانگین فشار در شرایط اعمال تمام وزن بدن (KPa)		میانگین فشار در شرایط اعمال نیمی از وزن بدن (KPa)		میانگین فشار در شرایط اعمال تمام وزن بدن(KPa)	
	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب
فلیرداخلی تیبیا	۳۴.۹	۲۴.۶۱	۵۸.۱۹	۴۹.۳۵	۹.۷۴	۲۳.۹	۱۴.۵۳	۴۴.۴۴
تاندون پتلا	۶.۴۷	۱۸.۶۲	۶	۱۸.۷۲	۱۶۸.۳۲	۶۶.۰۲	۱۹۸.۵۳	۱۲۰.۲۷
سر فیبولا	۶.۳۸	۰.۲۲	۰.۷۴	۴.۹۸	۱۵۰.۵۲	۲۵.۲۴	۱۱۹.۴	۵۰.۵۶
ناحیه پوپلیته‌آل	۱۹.۲۴	۲۹.۸۸	۲۶.۱۶	۵۶.۵۴	۱۴.۵۱	۳۰.۹۶	۱۸.۹۸	۵۶.۲۵
لبه قدامی دیستال تیبیا	۶۵.۲۸	۱۷.۴۵	۸۳.۳۴	۴۵.۵۹	۷۸.۷۱	۲۴.۶۳	۶۱.۸۳	۳۸.۱۹



نمودار ۱: میانگین فشارواسطه‌ای اعمالی به حسگرهای نصب شده روی استامپ فرد الف در شرایط استاتیک

Archive of SID

www.SID.ir

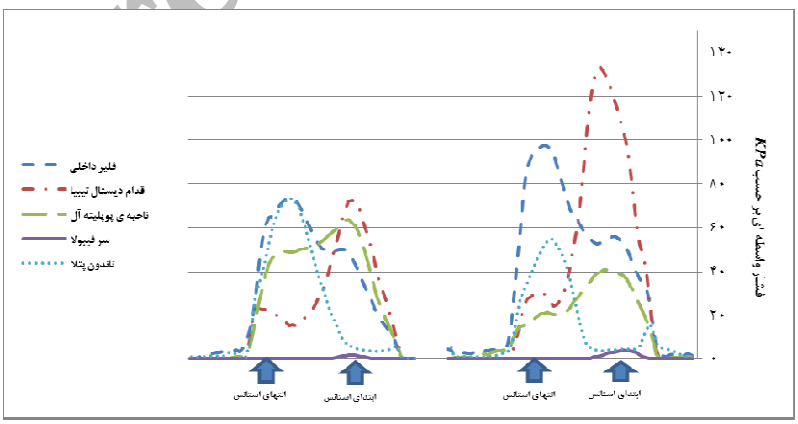


نمودار ۲: میانگین فشارواسطه ای اعمالی به حسگرهای نصب شده روی استامپ فرد ب در شرایط استاتیک

۳-۳- نتایج حاصل از آزمون راه رفتن

جدول ۲-فشارواسطه ای بین استامپ و سوکت در آزمون راه رفتن

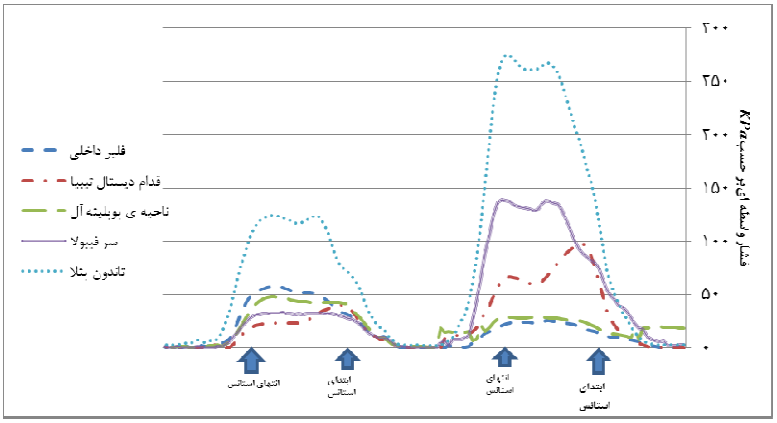
حسگر	اوج[1] فشارواسطه‌ای (برحسب KPa) برای شخص الف						اوج فشارواسطه ای (برحسب KPa) برای شخص ب					
	ابتدای استانس		میانه استانس		انتهای استانس		ابتدای استانس		میانه استانس		انتهای استانس	
	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب	فیت نامناسب	فیت مناسب
فلیر داخلی	۴۵.۴۹۵	۴۳.۷۸۴	۴۳.۳۴۷	۴۰.۶۵۹	۷۸.۷۴۹	۶۴.۹۴۸	۲۲.۸۷۲	۳۰.۲۴۴	۲۶.۱۱۳	۳۰.۹۷۵	۲۵.۹۹۶	۳۸.۵۱۳
تاندون پتلا	۶.۹۶۶	۹.۲۸۸	۳.۰۲	۴.۰۲۷	۴۵.۶۶۴	۶۰.۸۸۵	۲۵۹.۴۵۴	۵۷.۲۳۵	۲۴۷.۷۷۶	۷۸.۰۸۱	۲۶۶.۱۲	۷۷.۵۶۹
سر فیبولا	۰.۰۷۸	۰.۰۵۸	۳.۹۴۶	۱.۷۳۸	۰.۴۰۴	۰.۱۱۷	۱۶۵.۰۲	۲۵.۵۸۸	۹۱.۲۹۷	۲۴.۹۶۳	۱۶۲.۶۱۷	۲۵.۶۰۶
پوپلیته آل	۳۶.۶	۵۴.۳۵۷	۱۹.۱۹۵	۴۱.۸۳	۱۸.۸۹۳	۴۱.۵۲۸	۲۳.۵۵۴	۲۹.۵۰۷	۲۵.۱۵۶	۲۹.۷۸۱	۲۶.۰۳۵	۳۴.۳۶۹
قدام دیستال	۱۱۴.۷۵۳	۵۲.۷۲۶	۲۵.۷۵۵	۱۱.۳۵۴	۳۳.۴۹	۱۷.۰۸۳	۹۳.۰۹۷	۲۷.۵۶۳	۴۳.۶۲۶	۱۶.۷۲۵	۵۱.۴۴	۱۵.۴۲۵



نمودار ۱- نمودار فشار میان استامپ و سوکت هنگام راه رفتن شخص الف، به ترتیب شرایط فیت نامناسب و مناسب در سمت راست و چپ قرار دارند.

[1] Peak

www.SID.ir



نمودار ۲- نمودار فشار میان استامپ و سوکت هنگام راه رفتن شخص ب، به ترتیب شرایط فیت نامناسب و مناسب در سمت راست و چپ قرار دارند.

میزان راحتی سوکت از دیدگاه شخص الف از ۰ به ۳ و شخص ب از ۶ به ۸ ارتقاء یافته بود.

بحث

جهت بررسی کیفی شرایط فیت مناسب اعداد بدست آمده در پژوهش حاضر با مقادیر گزارش‌شده در پژوهش‌های قبلی مقایسه شدند(۳۰-۲۸). هیچکدام از مقادیر حاصل در پژوهش حاضر با نتایج حاصل از آزمون‌های استاتیک مشابه در پژوهش ژنگ و همکاران و آزمون‌های داینامیک کانوری همخوانی ندارند (۲۸و۲۹). در شرایط داینامیک تنها بعضی از مقادیر گزارش شده برای فلیر داخلی، تاندون پتلا و ناحیه پوپلیته‌آل با مطالعات ژنگ و ساندرز همخوانی داشتند. این مقادیر در محل فلیر داخلی برای شخص الف در مرحله ابتدایی و میانی و برای شخص ب در هر سه مرحله استانس، با مقادیر گزارش‌شده توسط ساندرز همخوانی دارند (۳۰). مقادیر بدست‌آمده در محل تاندون پتلا برای شخص الف در مرحله انتهایی و برای شخص ب در هر سه مرحله استانس، با مقادیر گزارش‌شده توسط ژنگ همخوانی دارند (۲۸). تمامی مقادیر بدست‌آمده برای ناحیه پوپلیته‌آل با پژوهش ساندرز همخوانی دارند (۳۰).

ژنگ برای انجام آزمون استاتیک از ابزاری غیر از ترازو[I] برای بررسی میزان اعمال وزن به اندام پروتزی استفاده کرده‌است از طرفی تعداد نمونه در مطالعه ایشان بالاتر از پژوهش موردی حاضر است، به نظر می‌رسد این تفاوت‌ها در ناهمخوانی نتایج دخیل باشند.

۴-۱-مقایسه نتایج آزمون‌های استاتیک در شرایط فیت مناسب و نامناسب

در مقایسه‌ی فشارواسطه‌ای در دو سوکت با فیت مناسب و نامناسب در حالت‌های استاتیک (نیمه‌وزن و تمام وزن) در هر دو فرد قطع عضو، فشارواسطه‌ای در ناحیه تاندون پتلا و ناحیه پوپلیته‌آل در سوکت با فیت مناسب نسبت با سوکت با فیت نامناسب افزایش می‌یابد. کاهش فشار واسطه‌ای در سایر نواحی در هر دو حالت وزن‌گیری در سوکت با فیت نامناسب نسبت به سوکت با فیت مناسب مشهود می‌باشد. در شخص ب در مقایسه با شخص الف میزان مشارکت ناحیه ی فلیر داخلی تیبیا در وزن‌گیری در سوکت با فیت مناسب نسبت به تاندون پتلا و ناحیه پوپلیته‌آل قابل توجه نمی‌باشد. بنابراین احتمالا تفاوت سطح رضایت از سوکت با فیت مناسب در شخص الف و ب به میزان توزیع متناسب فشار واسطه‌ای در کل سطح استامپ بستگی دارد.

۴-۲- مقایسه ی نتایج آزمون های استاتیک در حالت های اعمال نیمه وزن و تمام وزن

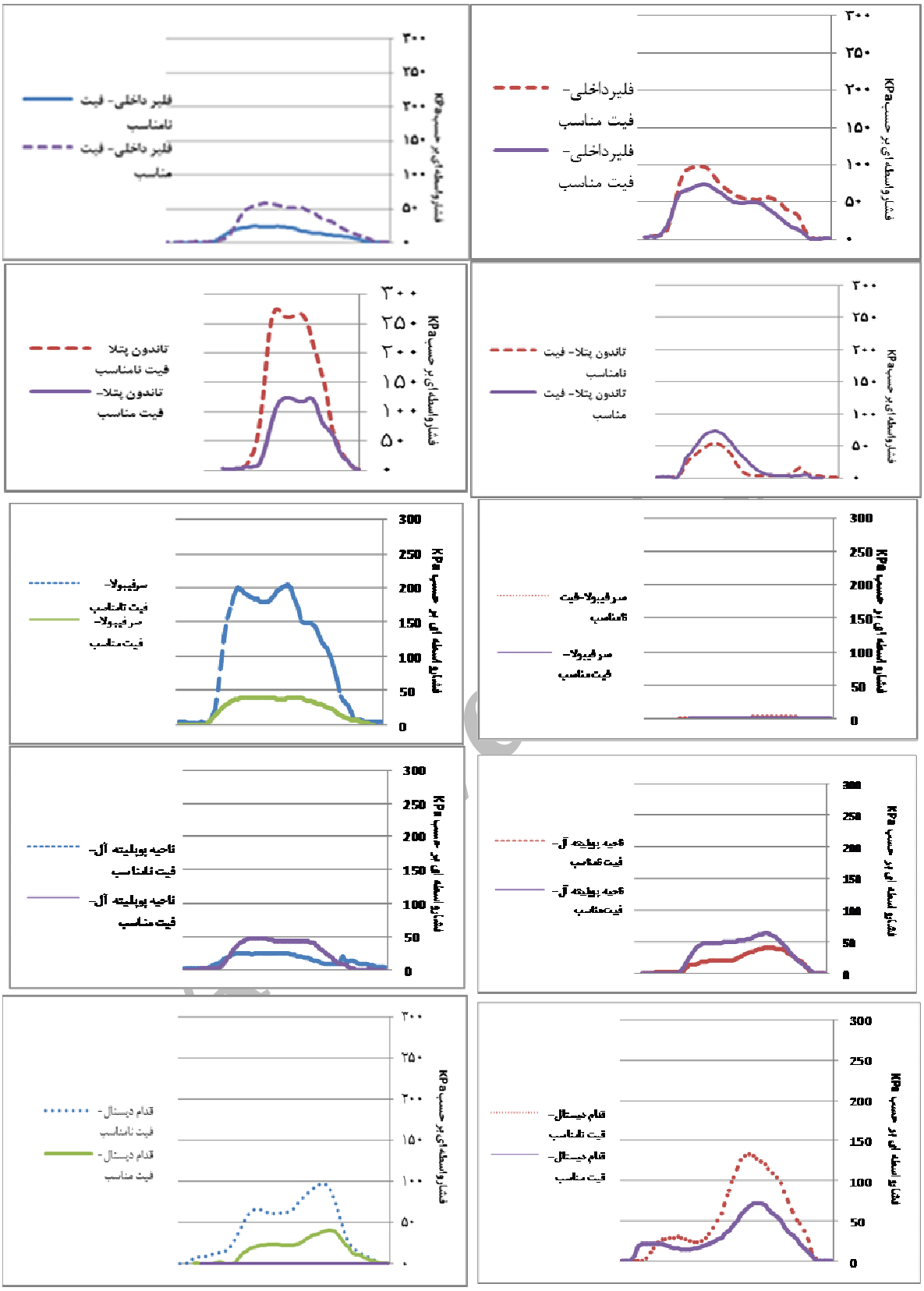
۴-۲-۱-شخص الف

در سوکت با فیت نامناسب زمانی که وزن بیشتری به پروتز اعمال می‌شود (از حالت نیمه وزن به تمام وزن) فشار واسطه‌ای بیشتر در فلیرداخلی و لبه قدامی دیستال تیبیا افزایش می‌یابد تا نواحی دیگر. درحالی‌که در شرایط فیت مناسب با افزایش وزن بروی پروتز فشار واسطه‌ای علاوه بر نواحی فوق در ناحیه ی پوپلیته‌آل نیز افزایش می‌یابد. این بیانگر این است که در هر دو حالت فیت مناسب و نامناسب با افزایش وزن استامپ یا به عبارتی استخوان تیبیا نسبت به سوکت به سمت دیستال

[I] force-indicating platform

Archive of SID

www.SID.ir



نمودار ۵: نمودار فشار واسطه‌ای هنگام راه رفتن، نمودارهای مربوط به شخص الف در سمت راست و شخص ب در سمت چپ قرار دارند.

www.SID.ir

حرکت می‌کند. منتها در سوکت با فیت مناسب این حرکت با افزایش فشار در ناحیه‌ی پوپلیته‌آل کاهش می‌یابد درصورتی‌که در سوکت با فیت نامناسب فشار بیشتر در ناحیه‌ی دیستال استامپ افزایش می‌یابد و احتمال آسیب به این ناحیه (باتوجه به برجستگی استخوانی در این ناحیه) بیشتر خواهدشد (دردناک بودن انتهای دیستال استامپ شخص الف). شاید اختصاص عدد سه از ده به راحتی سوکت دوم (با فیت مناسب) به همین دلیل باشد (این عدد چندان بالا نیست بنابراین فرد قطع عضو به نظر چندان راضی نمی‌باشد).

۴-۲-۲-شخص ب

در سوکت با فیت نامناسب با افزایش وزن فشارواسطه‌ای در تمامی نواحی بجز سرفیبولا و لبه قدامی دیستال تیبیا افزایش می‌یابد اما این افزایش فشار نسبت به شخص الف چندان بارز نیست، احتمالا به دلیل تعداد زیاد لایه‌های جوراب (۹ لایه). احتمالا لایه‌های جوراب تاحدودی عمل توزیع فشار بروی نواحی مورد بررسی را انجام داده‌است. نکته‌ی جالب توجه اینست‌که در شخص ب با افزایش اعمال وزن به پروتزی که سوکت آن فیت مناسب دارد، فشار در کلیه نواحی به صورت یکنواخت افزایش یافته است.

۴-۳-مقایسه نتایج آزمون های داینامیک در شرایط فیت مناسب و نامناسب

۴-۳-۱-شخص الف

مقایسه‌ی شرایط فیت مناسب و نامناسب در فاز استانس نشان می‌دهد با بهبود فیت فشار اعمالی به قدام دیستال تیبیا خصوصا در ابتدای استانس کاهش می‌یابد. از طرفی در هر سه مرحله با بهبود فیت فشارواسطه‌ای اعمال شده به حسگرها در محل تاندون پتلا و ناحیه پوپلیته‌آل افزایش یافته‌است، بنابراین زوج نیرو میان این دو محل افزایش یافته‌است. پس احتمالا حرکت استامپ به سمت دیستال سوکت خصوصا در ابتدای استانس کمتر می‌شود. همچنین با بهبود فیت فشار اعمالی به فلیر داخلی و سرفیبولا در هر سه مرحله کاهش می‌یابد و بیشترین کاهش مربوط به مرحله انتهایی استانس است. بازوی والگوسی که در مرحله انتهایی استانس وجود دارد در شرایط فیت مناسب تاثیر کمتری بر افزایش فشارواسطه‌ای دارد بنابراین به نظر می‌رسد در شرایط فیت مناسب لغزش میان استامپ و سوکت وی کاهش یافته است.

۴-۳-۲-شخص ب

در هر سه مرحله‌ی فاز استانس با بهبود فیت فشار واسطه‌ای اعمالی به محل تاندون پتلا و سر فیبولا به میزان زیادی کاهش یافت. به نظر می‌رسد فشار بالا در این دو محل تاثیر زیادی بر ناراحتی این شخص داشته است و استفاده از تعداد زیادی لایه‌ی جوراب موجب تمرکز فشار در این دو محل شده‌است زیرا در شرایط فیت نامناسب میزان فشار در این دو محل از فشار اعمالی به استمپ شخص الف که از یک لایه جوراب استفاده می‌نمود بسیار بالاتر بود. با بهبود فیت الگوی توزیع فشار واسطه‌ای تغییرکرد و فشار در محل فلیر داخلی و ناحیه پوپلیته‌آل افزایش یافت. به عبارت دیگر با بهبود فیت سهم بخش‌های بررسی‌شده در تحمل فشار واسطه‌ای یکنواخت‌تر می‌شود، این شرایط از دید فرد قطع عضو مطلوب است که با نظریه‌ی ارائه‌شده توسط رادکلیف همخوانی دارد (۳۱)؛ این بهبود فیت با افزودن لایه‌های جوراب میسر نشد، این پیامد با نتایج گزارش شده توسط ساندرز همخوانی دارد (۱۲).

نتیجه‌گیری

نتایج نشان‌دهنده‌ی افزایش معیار راحتی سوکت در هر دو فرد بود. به نظر می‌رسد با آتروفی عضلات ناحیه‌ی پوپلیته‌آل زوج نیرو میان ناحیه‌ی پوپلیته‌آل و تاندون پتلا دچار تغییر می‌شود. در صورت افزودن لایه‌های زیاد جوراب (۹ لایه توسط شخص ب) برای بهبود فیت (اصلاح این زوج نیرو) فشار بالایی به تاندون پتلا و سر فیبولا تحمیل می‌شود که راحتی فرد را کاهش می‌دهد. اگر از لایه‌های جوراب کمک گرفته‌نشود، مثل شخص الف، حرکت استمپ به سمت دیستال سوکت خصوصا در ابتدای استانس موجب اعمال فشاری غیرقابل تحمل به دیستال استامپ می‌شود. چنانچه در شخص الف فشار واسطه‌ای اعمالی بالا به قدام دیستال تیبیا موجب سطح راحتی پائین‌تر نسبت به فرد ب بود.

تفاوت‌های محدوده فشار بین شرایط فیت مناسب و نامناسب در دو فرد و نتایج مطالعات قبلی نشان می‌دهند لازم است نفرات بیشتری وارد مطالعه شوند. به نظر می‌رسد می‌توان با انجام گسترده‌تر مطالعه حاضر به محدوده‌ی معناداری از فشارواسطه‌ای میان استامپ و سوکت که در آن فرد قطع عضو احساس راحتی می‌کند، دست یافت؛ همانطور که اشاره‌شد این محدوده در بررسی کارایی سیستم‌های طراحی و ساخت پروتز با

Archive of SID

www.SID.ir

کامپیوتر و مدلسازی کامپیوتری با اجزاء محدود کاربرد دارد.

تقدیر و تشکر

به این وسیله از مدیریت دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تشکر می‌شود، این مقاله منتج از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد می‌باشد. همچنین از آقای امیر یاوری رئیس مرکز ارتوز و پروتز کوثر و پرسنل محترم آن مرکز و خانم دکتر زهرا صفایی پور مسئول محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تشکر می‌شود.

منابع

1. The Amputee Statistical Database for the United Kingdom 07/2006. In: Centre BCNTR, editor. NHSScotland. Scotland: Jane James; 2009.
2. The Rehabilitation of People with Amputation. Mosserhab Hospital, USA: United States Department of Defence; 2004.
3. Steege J, Schnur D, Vorrhis RV, Rovick J. Finite Element Analysis as a Method of Pressure Prediction at the Below-Knee Socket Interface. Proc ۱۰th Annual RESNA; Washington DC1987. P.814-6.
4. Legro MW, Reiber G, Aguila Md, Ajax MJ, Boone DA, Larsen JA ,et al. Issues of Importance Reported by Persons with Lower Limb Amputations and Prostheses. JRRD. 1999; 36(3):155-63.
5. Sanders JE, Zachariaha SG, Jacobsen AK, Fergason JR. Changes in Interface Pressures and Shear Stresses over Time on Trans-Tibial Amputee Subjects Ambulating with Prosthetic Limbs: Comparison of Diurnal and Six-Month Differences. Biomechanics.2005; 38:1566-73.
6. Sanders JE, Fatone S. Residual Limb Volume Change: Systematic Review of Measurement and Management JRRD. 2011; 48(8):949-86.
7. Backus B. Problems in Lower Limb Socket Fit and Present Clinical Solutions. Academy Today. 2005; 1(2).
8. Greenwald RM. Volume Management: Smart Variable Geometry Socket (SVGS) Technology for Lower-Limb Prostheses. JPO. 2003; 15(3):107-12.
9. Lilja M, Oberg T. Proper Time for Definitive Transtibial Prosthetic Fitting Prosthet Orthot. 1997; 9(2):90-5.
10. Moo EK, Osman NAA, Pingguan-MurphyI B, Abas WABW, Spence WD, Solomonidis SE. Interface Pressure Profile Analysis for Patellar-Tendon-Bearing Socket and Hydrostatic Socket. Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2009; 11(4):37-43.
11. Gallop S, Niece SM. Pain-Free Mobility & Dexterity with Pathfinder Professional. 2009.
12. Sanders JE, Fergason JR, Zachariah SG, Jacobsen AK. Interface Pressure and Shear Stress Changes with Amputee Weight Loss: Case Studies from Two Trans-Tibial Amputee Subjects. Prosthetics and Orthotics Internation. 2002; 26:243-50.
13. Zachariah SG, Saxena R, Fergason JR, Sanders JE. Shape and Volume Change in the Transtibial Residuum over the Short Term: Preliminary Investigation of Six Subjects JRRD. 2004; 41(5):683-94.
14. Sanders J, Harrison D, Allyn K, Myers T. Clinical Utility of In-Socket Residual Limb Volume Change Measurement: Case Study Results. Prosthet Orthot Int.2009; 33(4):378-90.
15. Fernie G, Holliday P. Volume Fluctuations in the Residual Limbs of Lower Limb Amputees. Arch Phys Med Rehabil. 1982; 63(4):162-65.
16. Sanders JE, Myers TR, Harrison DS, Allyn KJ, Lee EL, Abrahamson DC, et al., inventors; University of Washington, assignee. Measurement and Use of In-Socket Residual Limb Volume Change Data for Prosthetic Fitting 2010.
17. Steege J, Schnur D, Childress D. Prediction of Pressure at the Below-Knee Socket Interface by Finite Element Analysis. ASME Symposium on the Biomechanics of Normal and Pathological Gait; Boston: Proc; 1987. P: 39-43.
18. Zhang M, Mak A, Roberts V. Finite Element Modelling of a Residual Lower-Limb in a Prosthetic Socket - a Survey of the Development in the First Decade. Med Eng Phys. 1998; 20(5):360-73.
19. Brennan J, Childress D. Finite Element and Experimental Investigation of Above-Knee Amputee Limb/Prosthesis Systems: A Comparative Study. ASME Adv Bioeng. 1991; 20:547-50.
20. Zhang M, Mak A. A Finite Element Analysis of the Load Transfer between a Residual Limb and its Prosthetic Socket - Roles of Interfacial Friction and Distal-End Boundary Conditions. Trans Rehabil Eng. 1996; 4(4):337-46.
21. Chou Y-l, Shi S-s, Huang G-f, Lin T-s. Interface Pressure and Gait Analysis in Different Walking Speeds and on the Below Knee and Amputees with Multiple Axis Prosthetic Foot Prosthesis Biomedical Engineering Applications Basis & Communication. 2003; 15(5):207-11.
22. Pliance Prosthesis. www.novelde. Munich. 2004.

Archive of SID

www.SID.ir

23. Polliack A, Sieh R, Craig D, Landsberger S, McNeil D, Ayyappa E. Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. Prosthet Orthot Int. 2000; 24:63-73.
24. Lai CHY, Li-Tsang CWP. Validation of the Pliance X System in Measuring Interface Pressure Generated by Pressure Garment. Burns. 2009; 35:845-51.
25. Hafner J, Luthi W, Hanssle H, Kammerlander G, Burd G. Instruction of Compression Therapy by Means of Interface Pressure Measurement. Dermatol Surg. 2000; 26:481-7.
26. Badr D, Bouten C, Colin D, Oomens C . Pressure Ulcer Research. 2005. P35.
27. Kapp SL, Fergason JR. Transtibial Amputation: Prosthetic Management. In: Uellendahl JE, editor. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. ۳ed: American Academy of Orthopaedic Surgeon; 2004. P621-33.
28. Zhang M, Turner-Smith A, Tanner A, Roberts V. Clinical Investigations of the Pressure and Shear Stress on the Transtibial Residuum with Prosthesis. Med Eng Phys. 1997; 7:188-20.
29. Convery P, Buis A. Conventional Patellar-Tendon-Bearing Socket/Stump Interface Dynamic Pressure Distributions Recorded During the Prosthetic Stance Phase of Gait of a Trans-Tibial Amputee. Prosthet Orthot Int. 1998; 22(3):193-98.
30. Sanders JE, Lam D, Dralle AJ, Okumura R. Interface Pressures and Shear Stresses at Thirteen Socket Sites on Two Persons with Transtibial Amputation. JRRD. 1997; 34(1):19-43.
31. Radcliffe C, Foort J. The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis. Biomechanics Laboratory. 1961.

Archive of SID

www.SID.ir