

طراحی و ساخت یک سیستم تعلیق مکشی سوکت جدید برای پروتز زیبایی سیلیکونی انگشت

سید محمد موسوی ندوشن^{*}، محمد تقی کریمی^۱، سعید فرقانی^۱، مهدی نقدی^۲، نیما جمشیدی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: آمپوتاسیون‌های (Amputation) انگشت یا بخشی از انگشت، رایج‌ترین شکل قطع عضو می‌باشد. قطع انگشتان نه تنها مسایل روان‌شناختی و اجتماعی فرد را تحت تأثیر قرار می‌دهد، بلکه می‌تواند روی مسایل اقتصادی فرد و خانواده‌اش نیز تأثیر منفی گذارد. در این میان استفاده از پروتز نیز روی مسایل اجتماعی، روان‌شناختی و اقتصادی بسیاری از بیماران و خانواده‌های آنان تأثیرگذار می‌باشد. زیبایی ظاهری و تعلیق مطمئن دو عامل مهم در عملکرد و استفاده از پروتز انگشت می‌باشند. هدف از این مطالعه، طراحی و اصلاح یک سیستم ساکشن سوکت جدید برای پروتزهای زیبایی سیلیکونی انگشت بود.

مواد و روش‌ها: در مطالعه حاضر، پروتز زیبایی سیلیکونی شیاردار انگشت و پروتز زیبایی سیلیکونی معمولی انگشت برای ۳۰ نفر آمپوته (۷ زن و ۲۳ مرد، میانگین سنی ۲۹/۴ سال) انگشت طراحی و ساخته شد و قدرت تعلیق در هر دو نوع سیستم تعلیق با استفاده از نیروسنج با دقت ۰/۰۱ نیوتن اندازه‌گیری گردید.

یافته‌ها: حداکثر نیروی تعلیق ساکشن سوکت در پروتز جدید و پروتز معمولی به ترتیب ۱/۲۷ و ۰/۸ نیوتن می‌باشد ($P < ۰/۰۰۱$) که بیانگر عملکرد بهتر سیستم جدید نسبت به سیستم قبلی است و می‌توان این برتری را ناشی از ایجاد حلقه‌هایی در سطح داخلی سوکت سیلیکونی دانست.

نتیجه‌گیری: طراحی و ساخت پروتز سیلیکونی انگشت با روش جدید می‌تواند علاوه بر ایجاد تعلیق مطمئن‌تر نسبت به سیستم قبلی، مانع از صرف هزینه مجدد برای ساخت پروتز پس از چند ماه استفاده از پروتز گردد.

کلید واژه‌ها: قطع عضو انگشت، پروتز زیبایی سیلیکونی انگشت، تعلیق ساکشن سوکت، نیروی تعلیق

ارجاع: موسوی ندوشن سید محمد، کریمی محمد تقی، فرقانی سعید، نقدی مهدی، جمشیدی نیما. طراحی و ساخت یک سیستم تعلیق مکشی سوکت جدید برای پروتز زیبایی سیلیکونی انگشت. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۱؛ ۸ (۶)

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۱۱/۲۹

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۴/۲۲

دیگر دارد (۲-۴). هر بدشکلی، به خصوص بدشکلی‌های دست که در معرض دید بیمار و دیگران باشد می‌تواند به طرز نامطلوبی روی وضع اقتصادی و اجتماعی بیمار تأثیر گذارد (۵، ۶). Kolb (۷) و Beasley (۸)، اعلام کردند، اشخاصی که

مقدمه

آمپوتاسیون‌های (Amputation) انگشت یا بخشی از انگشت، رایج‌ترین شکل قطع بخشی از دست می‌باشد (۱) و مناسب‌ترین درمان بستگی به نوع آسیب و درگیری انگشتان

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: Mohammadmousavi.to@gmail.com

۱- استادیار، عضو هیأت علمی، گروه ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی، گروه ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- استادیار، عضو هیأت علمی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

تعلیق ساکشن سوکت، مانند یک شریکر یا لاغر کننده عمل می‌کند و پوشیدن پروتز در طولانی مدت باعث لاغر شدن استمپ و بافت نرم می‌شود چالشی در تعلیق پروتز ایجاد می‌کند (۱۸). گزارش‌های محدودی در منابع فعلی در زمینه اصلاح مدل‌ها و تکنیک‌های ساخت برای دستیابی به یک تعلیق پروتزی مناسب برای طول استمپ کوتاه که برای تعلیق پروتز محدودیت ایجاد می‌کند، موجود می‌باشد. با توجه به این موضوع و نقص موجود در این سیستم، با طراحی سیستمی که هم بتواند در ابتدا قدرت ساکشن و تعلیق بسیار بهتری انجام دهد و هم این که پس از مدتی که استمپ فرد لاغر شد باز هم بتواند تعلیق مناسبی انجام دهد و کارایی مناسب داشته باشد، شروع به مطالعه در این زمینه کردیم.

به نظر می‌رسد اگر بتوان فضای داخلی سوکت را به چندین ناحیه تقسیم کنیم، آن گاه می‌توان انتظار داشت که برای خارج کردن استمپ از سوکت باید نیروی بیشتری اعمال شود. در شکل ۱ طراحی پروتز جدید ملاحظه می‌شود. با توجه به این که برای خارج کردن پروتز از استمپ باید فشار منفی ایجاد شده در ناحیه ۱ از بین برود، مولکول‌های هوا باید از ناحیه ۳ و ناحیه ۲ عبور کرده و به ناحیه ۱ برسند و با توجه به این که در هر سه ناحیه یک فشار منفی وجود دارد، پس نیروی لازم باید به اندازه‌های مناسب در جهت خارج کردن پروتز اعمال شود که ابتدا فشار منفی ناحیه ۳ از بین برود و بعد فشار منفی ناحیه ۲ از بین برود و در نهایت به ناحیه ۱ برسند و فشار منفی آن را خنثی کنند که این عملکرد باعث افزایش قدرت تعلیق و نیروی نگهدارنده فشار منفی می‌شود. از طرف دیگر، با از بین رفتن فشار منفی در اثر لاغر شدن استمپ به علت تنگ‌تر بودن سوکت در نواحی حلقه‌ها، خود این حلقه‌ها به خودی خود یک نیروی عمودی به استمپ وارد می‌کنند که این نیرو هم باعث کاهش احتمال ورود هوا به داخل سوکت و از بین رفتن تعلیق ساکشن می‌شود و در نتیجه نیروی خارجی برای بیرون آوردن پروتز افزایش می‌یابد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه ۳۰ نفر آمپوته انگشتان دست (۷ نفر زن و

به خاطر ظاهر دست‌هایشان خجالت می‌کشند و دست‌هایشان را درون جیب مخفی می‌کنند مانند شخصی که دچار قطع عضو اسکاپولاتوراسیک شده‌اند از لحاظ عملکردی ناتوان هستند. در کنار موضوعات روان‌شناختی، بیمار همچنین با درد، کاتراکچر، کاهش قدرت گریپ و حساسیت شدید روبه‌رو می‌شود. برای کاهش درد، فشار ثابت از یک پروتز الاستومری می‌تواند به بی‌حس کردن و حمایت از آسیب نوک استمپ کمک کند (۹). برای بسیاری از بیماران، بازخوردهای روان‌شناختی به دنبال قطع عضو تروماتیک انگشتان دست می‌تواند با سطح قطع عضو تناسب نداشته باشد، اغلب حتی از دست دادن نوک یک انگشت می‌تواند اختلالات روانی را روی بیمار ایجاد کند که باید به طور جدی به آن اهمیت داده شود (۱۱، ۱۰). پیشرفت‌های علوم جراحی در بازسازی مویرگ‌ها در اعضای پیوند زده شده به نجات دادن افرادی که در اثر تروما انگشتانشان قطع شده است، کمک می‌کند. با وجود این در اکثر بیماران، بازسازی مویرگ‌ها ممکن نیست و در این گروه از بیماران، فراهم کردن یک پروتز می‌تواند کمک زیادی به بیمار کند (۱۴-۱۲) و در نهایت توان بخشی تنها زمانی می‌تواند موفقیت‌آمیز باشد که بیمار می‌تواند بدون ترس از توجه ناخواسته دیگران در عموم ظاهر شود (۱۵). پروتز مناسب پروتزی است که علاوه بر زیبایی ظاهری دارای تعلیق مطمئن و ایمن باشد.

انتخاب سیستم تعلیق یکی از نکات مهم در ساخت پروتز است (۱۷، ۱۶). تعلیق مناسب زمانی حاصل می‌شود که پروتز بدون این که هیچ گونه فشار آزار دهنده ایجاد کند روی استمپ باقی بماند (۱۹، ۱۸). برای دستیابی به یک تعلیق ساکشن مناسب، محیط داخلی پروتز باید کوچکتر از محیط استمپ باشد. در تعلیق ساکشن سوکت، سیلیکون الاستیک و بدون منفذ یک حالت مکش را روی استمپ ایجاد می‌کند که همین خلأ درونی مانع از جابه‌جایی پروتز می‌شود. برای اطمینان از امنیت تعلیق پروتز، محیط درونی پروتز تنگ‌تر از محیط بیرونی استمپ ساخته می‌شود (۲۰).

لاغر شدن استمپ پس از فیت پروتز به یکی از دو دلیل کاهش حجم ادم (تورم) و یا آتروفی (لاغر شدن) بافت و یا ترکیبی از هر دو تغییر می‌تواند رخ دهد. البته این حقیقت که

سوکت و در نتیجه کاهش قدرت تعلیق می‌گردد و در نهایت باعث می‌شود که بیمار چند ماه پس از دریافت اولین پروتز اقدام به ساخت مجدد پروتز نماید. برای رفع نقص موجود و ایجاد تعلیق مناسب باید ۲ نکته زیر را مدنظر داشت:

۱. سوکت به گونه‌ای طراحی شود که مانع ورود هوا به داخل شود و ایجاد فشار منفی داخل سوکت نماید.
 ۲. سوکت به گونه‌ای طراحی شود که پس از چند ماه استفاده از پروتز که استمپ فرد لاغر می‌شود و تغییر حجم استمپ اتفاق افتاد، باز هم کارایی داشته باشد و تعلیق مناسب را فراهم کند.
- با توجه به نکات فوق، به این نتیجه رسیدیم که اگر داخل سوکت را با چند حلقه سیلیکونی برجسته به چند قسمت تبدیل کنیم (شکل ۱)، این کار مشکل ما را برطرف می‌کند؛ چرا که ایجاد این حلقه‌ها با توجه به عرض و عمق ۱ میلی‌متر، به طور چشمگیری قدرت تعلیق را افزایش می‌دهد و هم این که پس از گذشت زمان و لاغر شدن استمپ با توجه به عمقی که دارند باز هم کارایی لازم را دارد. نتایج عملی این طراحی سیستم به طور کامل تصدیق کننده این موضوع می‌باشد.

روش ساخت هر دو نوع پروتز قالب‌گیری دست سالم

۱) در ابتدا به بیمار آموزش داده شد که انگشتان دست سالمش را در حالت فانکشنال (Semi flexion) جهت قالب‌گیری نگه دارد، سپس از انگشت دست مقابل فرد با ماده آلژینات (Alginate, Golchay, Tehran, Iran) قالب‌گیری شد و جهت محافظت و جلوگیری از تغییر شکل قالب آلژیناتی، با چندین لایه باند گچی تقویت شد (شکل ۲، قسمت الف).

۲۳ نفر مرد) شرکت کردند و همه این افراد یکی از انگشتانشان قطع شده بود. افراد در محدوده سنی ۱۶ تا ۵۳ سال (میانگین = ۲۹/۴۳ سال) قرار داشتند. اطلاعات حاصل از معاینات بالینی به صورت خلاصه در جدول ۱ ارائه شده است. هنگام اصلاح مدل و کاهش محیط باید میزان بافت نرم استمپ در نظر گرفته شود. Leow و همکاران (۱۸) نشان دادند که با ۷-۵ درصد کاهش محیط مدل انگشت بهترین نتایج فیت پروتز انگشت حاصل می‌شود. به نظر می‌رسد برای استمپ استخوانی که پوشش بافت نرم کافی نداشتند، کاهش محیط مدل استمپ متوسط (۷-۵ درصد) برای تعلیق مناسب پروتز مناسب می‌باشد؛ در حالی که استمپ‌هایی که پوشش بافت نرم مناسبی دارند بیشتر در معرض کاهش حجم بافت می‌باشند و در نتیجه به کاهش بیشتر محیط مدل استمپ (۹-۷ درصد) نیاز دارد. اصلاح دقیق مدل استمپ، کاهش فشار تعلیق را در آینده بهبود می‌بخشد و امکان ساخت پروتز با ضخامت کافی سیلیکون را بدون ایجاد ظاهر خارجی حجیم امکان‌پذیر می‌کند (۱۸).

Leow و همکاران (۱۸) برای کاهش محیط مدل انگشت نسبت به مدل استمپ، فرمول زیر را ارائه دادند:

$$100 \times \frac{\text{محیط مدل انگشت} - \text{محیط استامپ}}{\text{محیط استامپ}} = \text{درصد کاهش محیط مدل}$$

مشاهدات کلینیکی نشان می‌دهد، پس از مدتی به علت فشار دیواره سوکت بر سطح استمپ، آتروفی عضلانی و کاهش ادم، استمپ فرد لاغر شده و تغییر حجم می‌دهد که همین لاغر شدن و تغییر حجم باعث کاهش فشار دیواره سوکت سیلیکونی بر استمپ فرد و باعث ورود هوا به داخل

جدول ۱. مشخصات افراد شرکت کننده در مطالعه

علت قطع عضو	تروما	سرطان پوست	سوختگی
	۲۸ نفر (۹۴ درصد)	۱ نفر (۳ درصد)	۱ نفر (۳ درصد)
سطح قطع عضو	و انگشتی بالایی	بالایی	بالایی و پایینی
	۹ نفر (۳۰ درصد)	۱۶ نفر (۵۴ درصد)	۵ نفر (۱۶ درصد)
فاصله زمانی قطع عضو و دریافت پروتز	یک تا دو ماه	دو تا چهار ماه	چهار تا شش ماه
	۲ نفر (۷ درصد)	۹ نفر (۳۰ درصد)	۵ نفر (۱۶ درصد)
		قطع از مفصل بین انگشتی	حذف فاصل بین مفاصل انگشتی

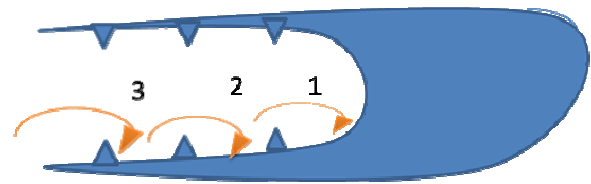
۷) پس از ۱۰ دقیقه، قالب مثبت گچی استمپ را از قالب آلزیناتی بیرون می‌آوریم (شکل ۲، قسمت ب).

۸) جهت اصلاح مدل مثبت استمپ، بنا بر نظر Leow و همکاران (۱۸)، ۷ درصد از محیط مدل مثبت استمپ کاهش داده می‌شود. از همین استمپ جهت ساخت پروتز به شیوه معمول استفاده کردیم.

پس از این که پروتز اول به شیوه معمول تهیه شد، بر اساس طول استمپ فرد، از مدل مثبت استمپ جهت ساخت پروتز جدید با اصلاحات جدید استفاده کردیم. ضمن این که هیچ گونه کاهش محیط مجددی صورت نگرفت، از آن جایی که Leow و همکاران (۱۸) برای استمپ‌های انگشت کوتاه‌تر از ۲ سانتی‌متر، استفاده از چسب پزشکی را برای تعلیق پروتز انگشت پیشنهاد کرده‌اند و برای استمپ‌های بلندتر از ۲ سانتی‌متر پروتز تمام طول پیشنهاد می‌کند، اصلاحات بر اساس قاعده کلی زیر پیشنهاد و بررسی شد و در نهایت روی مدل مثبت استمپ‌ها اعمال گردید:

۱) طول استمپ فرد بلندتر از ۲۰ میلی‌متر باشد (شکل ۳، قسمت الف)

در این صورت به فاصله حدود ۱۲ میلی‌متر بالاتر از انتهای دیستال مدل پوزیتیو یک شیار دایره‌ای به عرض ۱ میلی‌متر و عمق ۱ میلی‌متر ایجاد می‌شود. پس از ایجاد این شیار به فاصله هر ۸ میلی‌متر همین کار را ادامه می‌دهیم (حداقل باید ۲ شیار روی پوزیتیو ایجاد شود).



شکل ۱. نمایی شماتیک از برش طولی سوکت

مولکول‌های هوا باید از ناحیه ۳ عبور کرده و به ناحیه ۱ برسند و با توجه به این که در هر سه ناحیه یک فشار منفی وجود دارد، پس نیروی لازم باید به اندازه‌های مناسب در جهت خارج کردن پروتز اعمال شود که ابتدا فشار منفی ناحیه ۳ از بین برود و بعد فشار منفی ناحیه ۲ از بین برود و در نهایت به ناحیه ۱ برسد و فشار منفی آن را خنثی کند

۲) پس از خارج کردن قالب از دست فرد، داخل قالب منفی انگشتان را با موم مذاب با دمای ۶۵-۷۵ درجه پر کردیم.

۳) پس از بیست دقیقه، مدل مثبت انگشتان را از قالب آلزیناتی بیرون آوردیم و این مدل را از نظر راستای انگشت اصلاح کردیم تا با دست سالم به طور کامل قرینه شود.

۴) از مدل مومی انگشت برای ساخت پروتز سیلیکونی نهایی استفاده می‌کنیم.

قالب‌گیری استمپ

۵) از استمپ فرد با ماده آلزینات قالب‌گیری شد و جهت محافظت و جلوگیری از تغییر شکل قالب آلزیناتی، آن را با چندین لایه باند گچی تقویت کردیم.

۶) پس از خارج کردن قالب از دست فرد، داخل قالب منفی استمپ را با گچ زرد دندان‌پزشکی پر کردیم.



ب



الف

شکل ۲. الف: تقویت قالب آلزیناتی انگشت سالم با باند گچی قبل از ریختن موم و ساخت مدل مومی، ب: قالب مثبت گچی استمپ ۱۰ دقیقه پس از ریختن گچ زرد داخل مدل منفی آلزیناتی استمپ



ب



الف

شکل ۳. الف: اصلاحات روی طول استمپ بلندتر از ۲۰ میلی‌متر
ب: اصلاحات روی طول استمپ کوتاه‌تر از ۲۰ میلی‌متر

ثبت می‌شد. برای پروتز با سوکت معمولی این کار ۳ بار انجام شد و میانگین داده‌ها ثبت گردید. برای پروتز با سوکت شیاردار نیز این کار مطابق قبل انجام شد (باید ذکر شود که کلیه آزمون‌ها و ثبت داده‌ها توسط یک نفر انجام شد).

یافته‌ها

داده‌ها از لحاظ توزیع نرمال با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk مورد بررسی قرار گرفت و نتایج حاکی از توزیع نرمال داده‌ها داشت ($P > 0.05$). بنابراین از آزمون پارامتریک Paired-t جهت مقایسه بین دو روش استفاده گردید و نتایج نشان داد، میانگین قدرت تعلیق پروتز با استفاده از سیستم اصلاح شده (۱/۲۲ نیوتن) به طور معنی‌داری بالاتر از حالت معمولی (۰/۸ نیوتن) می‌باشد ($P < 0.001$) (جدول ۲). نتایج نشان از افزایش ۶۵ درصدی قدرت تعلیق پروتز با استفاده از سیستم اصلاحی جدید داد. بنابراین این طراحی جدید می‌تواند بدون داشتن تفاوت هزینه‌چندانی نسبت به مدل‌های معمولی باعث بهبود اتصال پروتز شود. در ضمن اتصال محکم‌تر پروتز سیلیکونی باعث افزایش اعتماد به نفس بیماران و افزایش اعتماد فرد آمپوته به پروتز می‌گردد. با توجه به افزایش رضایت بیماران این موضوع باعث کارایی بیشتر پروتز و استقبال بیشتر بیماران از این نوع شیوه تعلیق می‌گردد.

۲) طول استمپ فرد ۲۰ میلی‌متر یا کمتر باشد (شکل ۳، قسمت ب)

در این صورت به فاصله حدود ۷ تا ۹ میلی‌متر بالاتر از انتهای دیستال پوزیتوو یک شیار دایره‌ای به عرض ۱ میلی‌متر و عمق ۱ میلی‌متر ایجاد می‌شود. پس از ایجاد این شیار به فاصله هر ۵ تا ۶ میلی‌متر یک شیار اضافه می‌کنیم (حداقل باید ۱ شیار روی پوزیتوو ایجاد شود).

پس از اعمال این اصلاحات از این مدل مثبت استمپ جهت ساخت پروتز شیاردار استفاده شد.

جمع‌آوری اطلاعات

از یک نیروسنج با دقت ۰/۱ نیوتن (Taiwan, LUTRON ELECTRONIC Company, model: FG-5005) جهت اندازه‌گیری نیروی لازم برای جدا کردن پروتز از استمپ که ما این نیرو را قدرت تعلیق ساکشن می‌نامیم، استفاده شد. فرد ابتدا پروتز با سوکت معمولی را می‌پوشید و دستش را روی میز می‌گذاشت، سپس قسمت قلاب نیروسنج به محل ناخن پروتز وصل می‌گردید و قلاب طرف دیگر نیروسنج به گونه‌ای که دست آزمونگر و نیروسنج و پروتز و دست فرد آمپوته در یک راستا باشند، نیروسنج توسط آزمونگر کشیده می‌شد. حداکثر نیروی کشش اعمال شده توسط آزمونگر برای جدا ساختن پروتز از استمپ، توسط نیروسنج

جدول ۲. مقایسه قدرت تعلیق در دو سیستم تعلیق معمولی و

تعلیق شیاردار

نیروی تعلیق در پروتز معمولی (نیوتن)	نیروی تعلیق در پروتز شیاردار (نیوتن)	
۰/۷۵	۱/۱۷	حداقل
۰/۸۴	۱/۲۷	حداکثر
۰/۷۹۸۳	۱/۲۱۸۰	میانگین کل

P < ۰/۰۰۱

بحث

افزودن لایه‌های سیلیکون به سطح داخلی پروتز، یکی از گزینه‌های اصلاح پروتز است که تعلیق مناسبی ندارند؛ چرا که این روش منجر به ضخیم شدن پروتز می‌شود، از این رو برجستگی لبه پروتز برای پوشاندن محل اتصال پروتز و پوست، وسیله قابل پذیرش برای پوشاندن محل اتصال پروتز و پوست، موقع پوشیدن پروتز نیست؛ چرا که حلقه به طور عادی نمی‌تواند هر قسمتی از دیستال تا پروگزیمال مفصل انگشت را بپوشاند. برای بیماران این خیلی مهم است که محل اتصال پروتز به پوست دیده نشود. لبه پروگزیمال پروتز باید نازک و شفاف ساخته شود تا با رنگ پوست محل اتصال یکنواخت شود و نیازی به مخفی کردن لبه پروتز نباشد. در این مطالعه با به کارگیری روش شیاردار در ساخت پروتز، چون مشکل تعلیق برطرف گردیده است دیگر نیاز به اضافه کردن لایه‌های سیلیکون به سطح داخلی سوکت برای دستیابی به تعلیق از دست رفته، نمی‌باشد و پروتز با لبه نازک ساخته شد و دیگر نیازی به استفاده از حلقه برای پوشاندن محل اتصال پروتز به پوست نمی‌باشد که همین امر رضایت بیشتر بیماران را حاصل می‌کند. لاغر شدن استمپ بعد از فیت پروتز به یکی از دو دلیل کاهش حجم ادم (تورم) و یا آتروفی (لاغر شدن) بافت و یا ترکیبی از هر دو تغییر می‌تواند رخ دهد. زمانی که در استمپ تورم باشد، موقع قالب‌گیری نمی‌توانیم از آن جلوگیری کنیم. در این موارد کاهش بیشتر محیط مدل در طی فرایند اصلاح مدل استمپ ممکن است مانع شل شدن بعدی فیت پروتز شود. افزایش قدرت تعلیق ساکشن با استفاده از سیستم شیاردار

را می‌توان این‌گونه شرح داد که:

۱) تقسیم فضای داخلی سوکت به چند قسمت باعث می‌شود نیروی لازم برای جدا کردن پروتز از استمپ و غلبه بر ساکشن در قسمت‌های مختلف، افزایش می‌یابد.

۲) به علت تنگ‌تر بودن سوکت در نواحی حلقه‌ها، خود این حلقه‌ها به خودی خود یک نیروی عمودی به استمپ دارد که این نیرو هم باعث کاهش احتمال ورود هوا به فضای داخل سوکت و شکسته شدن ساکشن می‌شود و هم نیروی خارجی وارد بر پروتز برای از بین بردن ساکشن و بیرون آوردن پروتز، باید بر آن هم غلبه کند.

اندازه‌های عرض و عمق شیارها پس از چندین بار آزمون به دست آمد. در مواردی که عمق شیارها بزرگتر از ۱ میلی‌متر بود، شاهد کاهش نیروی ساکشن بودیم که گمان می‌رود به علت افزایش فاصله بین دیواره سوکت و سطح پوست استمپ می‌باشد. از طرفی هر گاه عرض شیارها بزرگتر از ۱ میلی‌متر بود، شاهد برجستگی محل شیارها پس از پوشیدن پروتز بودیم که این برجستگی‌ها، از زیبایی ظاهری پروتز می‌کاهید و باعث عدم رضایت بیماران می‌شد.

نتیجه‌گیری

در نهایت در این مطالعه ایجاد شیارهایی با عرض و عمق ۱ میلی‌متر روی مدل استمپی که ۷ درصد از محیط آن کاسته شده است به عنوان بهترین روش برای کسب یک تعلیق ساکشن سوکت مناسب و ساخت یک پروتز با ظاهر مناسب شناخته شد.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده نیروی تعلیق این روش با نیروی سایر روش‌های تعلیق پروتز انگشت بررسی و مقایسه شود.

تشکر و قدردانی

از جناب آقای مهندس حسن سعیدی که با تجربه بالای خود ما را در انجام این پروژه راهنمایی و ارشاد فرمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

1. Pillet J. The aesthetic hand prosthesis. *Orthop Clin North Am* 1981; 12(4): 961-9.
2. Shanmuganathan N, Maheswari MU, Anandkumar V, Padmanabhan TV, Swarup S, Jibrán AH. Aesthetic finger prosthesis. *J Indian Prosthodont Soc* 2011; 11(4): 232-7.
3. Murdoch G. Levels of amputation and limiting factors. *Ann R Coll Surg Engl* 1967; 40(4): 204-16.
4. Lifchez SD, Marchant-Hanson J, Matloub HS, Sanger JR, Dzwierzynski WW, Nguyen HH. Functional improvement with digital prosthesis use after multiple digit amputations. *J Hand Surg Am* 2005; 30(4): 790-4.
5. O'Farrell DA, Montella BJ, Bahor JL, Levin LS. Long-term follow-up of 50 Duke silicone prosthetic fingers. *J Hand Surg Br* 1996; 21(5): 696-700.
6. Leow ME, Chong AK, Peng YP, Pho RW. Fitting very short finger stumps with silicone prosthesis: A nonsurgical method. *Prosthet Orthot Int* 2013.
7. Kolb LC. Disturbances in body image. In: Arieti S, Editor. *American handbook of psychiatry*. New York, NY: Basic Books; 1959.
8. Beasley RW. General considerations in managing upper limb amputations. *Orthop Clin North Am* 1981; 12(4): 743-9.
9. Livingstone DP. The D-Z stump protector. *Am J Occup Ther* 1988; 42(3): 185-7.
10. Beasley RW. Hand and finger prostheses. *J Hand Surg Am* 1987; 12(1): 144-7.
11. Beasley RW, de Bese GM. Upper limb amputations and prostheses. *Orthop Clin North Am* 1986; 17(3): 395-405.
12. Aydin C, Karakoca S, Yilmaz H. Implant-retained digital prostheses with custom-designed attachments: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2007; 97(4): 191-5.
13. Kumar L, Saloni, Rao J, Mattoo KA, Yadav A. Finger prosthesis with an alternative approach. *J Coll Physicians Surg Pak* 2012; 22(1): 58-60.
14. Kohli S, Bhatia S, Garg N, Jain AK, Ansari K, Singh J. Patient-specific prosthetic rehabilitation of finger and eye. *Indian Journal of Dentistry* 2011; 2(3): 91-4.
15. Taylor TD. Facial prosthesis fabrication. In: Taylor TD, Editor. *Clinical maxillofacial prosthetics*. Chicago, IL: Quintessence Pub. Co; 2000.
16. Mardani MA, Arazpour M, Bani MA, Hutchins SW, Zarezadeh F, Sojodi M, et al. Prosthetic rehabilitation of a patient with partial ear amputation using a self suspension technique. *Prosthet Orthot Int* 2011; 35(4): 473-7.
17. Arazpour M, Mardani MA, Ahmadi BM, Zarezadeh F, Hutchins SW. Design and fabrication of a finger prosthesis based on a new method of suspension. *Prosthet Orthot Int* 2012.
18. Leow ME, Prosthetist C, Pho RW. Optimal circumference reduction of finger models for good prosthetic fit of a thimble-type prosthesis for distal finger amputations. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(2): 273-9.
19. Nazir S, Gangadhar A, Manvi S. Fabrication of silicone finger prosthesis: a clinical report. *J Indian Prosthodont Soc* 2006; 16(4): 199-201.
20. Leow ME, Pho RW, Pereira BP. Esthetic prostheses in minor and major upper limb amputations. *Hand Clin* 2001; 17(3): 489-97.

Design and fabrication of a new suction suspension system for cosmetic silicon finger prostheses

Seyed Mohammad Mousavi Nadoushan^{*}, Mohammad Taghi Karimi¹,
Saeid Forghani², Mehdi Naghdi¹, Nima Jamshidi³

Abstract

Original Article

Introduction: Finger and partial finger amputations are the most frequently encountered forms of amputation. Partial finger amputation not only influences the Social participation of amputee but also affects their economical situation. Good appearances and Secure suspension are two most important parameter which influences the performance of the Artificial finger. This research was aimed to modified and design a new suspension system for finger prosthesis to enhance suitable suspension.

Materials and Methods: 30 patient with partial finger amputation were recruited in this study (7 women and 23 men, mean age 29.4 years). The ultimate suspension force of the new prosthesis was compared with that of traditional prosthesis by use of a force scale with an error less than 0.01N.

Results: The suspension force of the new and traditional suspension system was 1.27N and 0.80N, respectively, which showed a significant difference.

Conclusion: The result of this research study showed that measured forces in the new design of finger prosthesis is more than that of the traditional design, due to integration of some ridges on the inner socket surface in the new prosthesis.

Keywords: finger amputation, cosmetic silicon finger prosthesis, suction socket, suspension force

Citation: Mousavi Nadoushan SM, Karimi MT, Forghani S, Naghdi M, Jamshidi N. **Design and fabrication of a new suction suspension system for cosmetic silicon finger prostheses.** J Res Rehabil Sci 2013; 8(6)

Received date: 12/07/2012

Accept date: 17/02/2013

* Msc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: Mohammadmousavi.to@gmail.com

1- Assistant Professor, Academic Member, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Bsc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3- Assistant Professor, Academic Member, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran