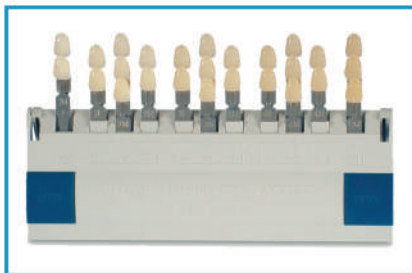
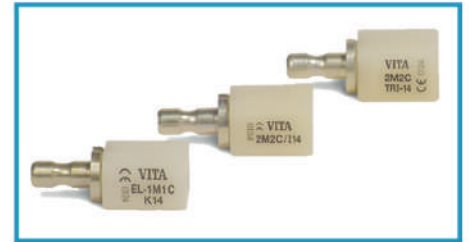


کوشافن پارس نمایندگی انحصاری VITA در ایران با آموزش و پشتیبانی فنی



فهرست

۳	سخن سردبیر
۴	مزایای روکش های زیرکونیا در مقایسه با روکش های PFM
۷	لحیم کاری و اسکلت فلزی پروتز پارسیل
۸	بررسی سختی رزین بیس دنچرهای انعطاف پذیر
۱۱	Distalizer (بخش سوم)
۱۴	بررسی ضایعات فک بالا در بیماران بی دندان
۱۶	سیستم IPS-emax press
۱۹	تیتانیوم و کاربرد آن در پروتزهای دندانی
۲۰	معرفی خواص دارویی درخت مسواک
۲۲	طراحی به کمک کامپیوتر و ساخت سریع نمونه اولیه فریم های پروتز پارسیل متحرک
۳۰	Pictural Dictinary
۳۱	گزارش تصویری حضور ماهنامه در پنجاه و سومین کنگره بین المللی انجمن دندان پزشکی ایران
۳۲	گفتگو با دبیر انجمن صنفی تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی و آزمایشگاهی
۳۳	اخبار
43	The Computer-aided Design and Rapid Prototyping Fabrication of Removable Partia Denture Framework
52	Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods

شناسنامه

لیتوگرافی و چاپ: (فارابی) تهران، خیابان انقلاب، خیابان استاد نجات الهی، کوچه سلمان پاک، پلاک ۱. کد پستی: ۱۵۹۹۶۸۷۱۱۹	صاحب امتیاز و مدیر مسئول: هوشنگ کبریایی
تلفن: ۰۲۱-۸۸۸۰۸۲۲۹	سردبیر: علی اکبر یوسفی مقدم
نشانی مجله: تهران، کارگر شمالی، نصرت غربی، پلاک ۷۲، واحد ۱۰	مدیر اجرایی و دبیر سرویس خبر: مهندس الهه کبریایی
تلفن: ۰۲۱-۶۶۹۱۴۲۹۱	مدیر داخلی: الهام کبریایی
نمابر: ۰۲۱-۶۶۴۳۸۷۲۹	گروه ایده پردازان و تبلیغات: محمد روحبخش، مهندس دانیال صبوری
وب سایت: www.prodentalmag.com	مدیر هنری: حمیدرضا یزدان خواه
ایمیل: info@prodentalmag.com (نظرات، پیشنهادات و مقالات)	مترجم: بهنوش یوسفی مقدم
ads@prodentalmag.com (تماس با بخش آگهی و تبلیغات)	روابط عمومی و امور مشترکین: مهندس شیوا کبریایی
sales@prodentalmag.com (تماس با بخش فروش)	توزیع و تدارکات: داوود تقی زاده
	تیراژ: ۳۰۰۰ جلد



آموزشی، پژوهشی، خبری، تحلیلی، اطلاع رسانی

هیأت علمی نشریه

دبیر علمی پژوهشی: دکتر امید صوابی
مشاورین علمی و پژوهشی به ترتیب الفبا:
دکتر عباس آذری - دکتر ابوالحسن ابوالحسنی - دکتر قاسم امینی شیبستری - دکتر مرتضی بنکدارچیان - دکتر مهران بهرامی - دکتر مسعود بیان زاده - دکتر محمد حسین پدرام - دکتر حمید جلالی - دکتر محمد رضا حاج محمودی - دکتر حبیب حاج میر آقا - دکتر حسن درریرز - دکتر سمیه ذیقعی - دکتر منصور ریسمانچیان - دکتر سیمین دخت زراتی - دکتر حکیمه سیادت - دکتر فریبا صالح صابر - دکتر لیلا صدیق - دکتر بهناز عبادیان - دکتر مرضیه علی خاصی - دکتر فرزانه فرید - دکتر محمود کاظمی - دکتر فریده گرمی پناه - دکتر فریبا گل بیدی - دکتر حسین علی ماهگلی - دکتر رامین مشرف - دکتر مریم معماریان - دکتر عباس منزوی - دکتر سوسن میرمحمد رضایی - دکتر رضا ناهیدی - دکتر فرحناز نجاتی دانش - دکتر سعید نوکار - دکتر سکینه نیکزاد
دبیر آکادمی تکنولوژیست‌های پروتزهای دندانی: محمود مقدم
اعضای آکادمی به ترتیب الفبا:
محمد رضا آذین - مهدی ایددار - محمود اسدی - تهمینه باخور - علی اصغر تاجر بادامچی - حمید جامه دُر - مصطفی حیدری - حسین خورشیدی - منوچهر رشوند - محمد روحبخش - ناصر علی زرگرزاده - غلامرضا زیاری - قدرت ا.ا. ستوده نیا - احمد سلمانی قهپازی - محمد جعفر غلامیان - ذبیح ا.ا. محبی - هادی مدبری - محسن مینایی - ابوالحسن هاشملو - نفیسه هاشم نژاد - علی هاشمی زاده - احمد نمازی - رضا یونس نژاد
گروه بهداشتکاران دهان و دندان: سولماز پذیرا



گستره توزیع: بین المللی
شماره: ۱۲
خرداد ۱۳۹۲
قیمت: ۲۵۰۰ تومان - ۴درهم - ۱دلار

سخن سر دبیر

علی اکبر یوسفی مقدم



به نام حضرت حق

با سلام خدمت شما همراهان گرامی حضور نشریه در پنجاه و سومین کنگره دندان پزشکی ایران فرصت مقتضی بود که از نزدیک با مخاطبان آشنا و مورد لطف و حمایت ایشان باشیم. دوستانی که با عنایت به روند نشریه رضایت خود را ابراز می‌کردند، دوستان دیگری هم که انتقاداتی داشته و در یک فضای صمیمی، صادقانه نظرات خود را مطرح می‌کردند که بسیار هم سازنده بود. لازم می‌دانم به نوبه خود از همه این عزیزان تشکر نمایم. همان گونه که قبلاً هم در یادداشت‌هایم، نوشته‌ام توفیق در انجام چنین کارهایی اتفاقی نیست. تلاش همه جانبه اساتید معظم، همکاران در کمیته تکنولوژیست‌ها و سایر عوامل نشریه در کنار حمایت و انتقادات به جا و سازنده شما می‌تواند کمک کند که توفیقی بیش از پیش داشته باشیم. به همین منظور و برای نیل به یکی دیگر از اهداف مجدداً از حضور همه پیشکسوتان حرفه درخواست می‌نمایم، نتیجه تجربیات سال‌های متمادی عمر کاری خود را در قالب مقالات در اختیار نشریه قرار دهند، باشد که آیندگان بتوانند از این تجربیات ارزنده استفاده نمایند که قطعاً رضای خالق را به دنبال خواهد داشت.

از صدای سخن عشق ندیدم خوشتر

یادگاری که در این گنبد دوار بماند

شاد باشید

مزایای روکش‌های زیرکونیا در مقایسه با روکش‌های PFM

{بخش چهارم}

نویسنده

مرتضی اتابک تکنولوژیست پروتزهای دندانی



در خصوص شکست احتمالی مورد استفاده قرار گیرند. (تصویر شماره ۱)

مقاوت به سایش: زیرکونیا از نظر شیمیایی ماده‌ای بی اثر به حساب می‌آید واکنش شیمیایی این ماده تا به حال شناخته نشده است، بنابراین با سایر مواد شیمیایی در طول زمان واکنش نشان نداده و دچار سایش نمی‌گردد.

مقاومت خمشی: مقاومت خمشی در زیرکونیا بسته به خلوص ماده بین ۸۵۰ تا ۱۴۶۵ مگاپاسکال بوده، در صورتی که این مقاوت در روکش‌های PFM بین ۷۱ تا ۴۱۹ مگاپاسکال می‌باشد که بیانگر تفاوت معناداری در بیشتر بودن میزان مقاومت کششی روکش‌های زیرکونیا است.

۲- تطابق زیستی بالا و همخوانی با سیستم طبیعی بدن (bio-compatible substance):

همانطور که در شماره‌های پیشین ذکر شد، ماده‌ی زیرکونیوم و اکسید آن تطابق بسیار بالایی با سیستم بدن داشته و عمده‌ی مصرف آن در پروتزهای گویچه‌ی زانو و روکش‌ها و ایمپلنت‌های دندانی می‌باشد. با اتکا به مطالعات انجام شده، تجربه‌ی بیش از

بیمار ایجاد کرده و یا باعث بروز ناراحتی برای ایشان گردد. ویژگی‌های زیر سبب می‌شود تا روکش‌ها و بریج‌های ساخته شده با زیرکونیا در بسیاری از موارد به روکش‌های PFM ترجیح داده شوند.

۱- استحکام بالا (Strong and Corrosion free):

استحکام روکش‌ها را می‌توان از سه جنبه مورد بررسی قرار داد، مقاومت به شکست، مقاومت به سایش و مقاومت خمشی. **مقاومت به شکست:** میزان فشاری است که یک جسم می‌تواند بدون تغییر شکل مکانیکی تحمل نماید. تغییر شکل مکانیکی شامل بروز ترک‌های ریز غیرقابل رویتی نیز که باعث بروز فرسایش در جسم می‌شود نیز می‌گردد. زیرکونیا بر اساس بررسی‌های آزمایشگاهی و تجربه‌ی کاری چندین سال اخیر مقاومت بالایی نسبت به شکست از خود نشان داده و حتی در بعضی مواقع به صورت عامیانه از آن به عنوان استیل سفید نام برده می‌شود.

این مقاومت بالا به شکست باعث می‌شود تا زیرکونیا نه تنها برای ساخت روکش‌های تک واحدی بلکه برای ساخت بریج‌ها (حتی تا ۱۴ واحد) نیز مناسب بوده و طبیعتاً برای دندان‌های قدامی و خلفی بدون هیچ نگرانی

در گذشته روکش‌های PFM به صورت گسترده‌ای مورد استفاده قرار می‌گرفتند و به نوعی برای زمانی که بیمار برای درمان به کاربرد روکش نیاز داشت، گزینه‌ی اول انتخابی به حساب می‌آمدند. اما گسترش روز افزون استفاده از روکش‌های زیرکونیا برای درمان به جای روکش‌های PFM سبب می‌شود تا در این شماره به معرفی مزایای روکش‌های ساخته شده از زیرکونیا و مقایسه‌ی آن با روکش‌های PFM بپردازیم.

مقایسه روکش‌های زیرکونیا با روکش‌های PFM

برای هر سیستم نوظهور همواره این سوال مطرح می‌گردد که آیا این سیستم قابلیت‌های سیستم قبلی را دارد؟ شرایط بهتری را برای بیمار تأمین می‌کند و یا در بعضی جنبه‌ها دارای نواقصی می‌باشد؟ حصول اطمینان نسبت به بازدهی خوب هر سیستم، در طولانی مدت باعث به کارگیری هرچه بیشتر این سیستم‌ها برای درمان بیماران می‌باشد.

اولین مسئله‌ای که در یک روکش مورد ارزیابی قرار می‌گیرد زیبایی این روکش‌ها در عین استحکام آن می‌باشد. این روکش‌ها نباید در طول زمان واکنش منفی روی بدن



(تصویر شماره ۲)



(تصویر شماره ۱)



(تصویر شماره ۵)



(تصویر شماره ۴)



(تصویر شماره ۳)

و انتقال حرارت در آن بسیار کم و به کندی صورت می‌پذیرد. بخاطر همین در صورتی که بیمار از مواد غذایی سرد و یا گرم استفاده کند، این روکش‌ها حرارت را انتقال نداده و باعث به وجود آمدن حساسیت به سرما و گرما و یا اذیت شدن بیمار نمی‌شوند.

۵- فناوری پیشرفته‌ی مورد استفاده (High Technology Performance):

همانطور که در شماره‌های قبل گفته شد، دستگاه CAD-CAM آخرین فناوری مورد استفاده برای تولید روکش بوده و به علت دقت بالای دستگاه CAD-CAM در تولید فریم‌ها و در نتیجه نشستن دقیق کار بر روی پایه، ظاهر کار بسیار طبیعی بوده و علاوه بر آن این نشست دقیق سبب می‌شود تا دندان پایه دچار پوسیدگی نشده و به همین سبب علاوه بر زیبایی، لثه‌ی بیمار سلامت مانده و احتمال بوی بد دهان بر اثر نفوذ غذا در فضاهای به وجود آمده از بین می‌رود. لازم است بدانید دقت تراش فریم در دستگاه‌های پیشرفته تر CAD-CAM بسیار بالا و با تلورانس حدود ۲۰ میکرون (حدود نیمی از ضخامت یک تار مو) می‌باشد.

تمام موارد ذکر شده همگی از مزایا و برتری‌های روکش‌های ساخته شده از زیرکونیا

• همانطور که گفته شد در دراز مدت اثری از خط سیاه حاشیه لثه نخواهد بود.

• بلوک‌های زیرکونیا خود به رنگ سفید تولید می‌شوند که با قوطه‌ور کردن فریم‌های تراشیده شده با استفاده از دستگاه CAD-CAM در مایع رنگ (liquid color) می‌توان این فریم‌ها را به هر کدام از ۱۶ رنگ کلاسیک ویتا نزدیک نمود که در نتیجه این موضوع باعث نزدیک‌تر شدن رنگ فریم به رنگ طبیعی دندان و هرچه طبیعی‌تر جلوه کردن روکش می‌شود. (تصویر شماره ۴)

• به علت عدم وجود لایه‌ی اپک (که در روکش‌های PFM ناگزیر به استفاده از آن هستیم) در روکش‌های زیرکونیا، این روکش‌ها ظریف‌تر و با شفافیت بیشتری ساخته می‌شوند.

• روکش‌های زیرکونیا به علت نداشتن فریم فلزی، قابلیت بالایی برای گذرده‌ی طبیعی نور از خود را دارند که دقیقاً بر خلاف روکش‌های PFM موجب طبیعی‌تر شدن ظاهر دندان‌ها می‌گردد. (تصویر شماره ۵)

۴- رسانایی کم حرارتی (Low Thermal Conductivity):

زیرکونیا نوعی اکسید و غیر فلز می‌باشد بنابراین از نظر حرارتی رسانای ضعیفی بوده

بیست و پنج سال (از دهه‌ی ۱۹۸۰ تا کنون) برای استفاده از این ماده در بیش از ۳۰۰/۰۰۰ گویچه‌ی زانو و هزاران روکش‌دندانی از جنس زیرکونیا، به جرات می‌توان گفت که این ماده هیچ گونه اثر منفی حتی در طولانی مدت بر روی بدن نداشته و هیچ گونه گزارشی در خصوص بروز ریسک غیرقابل کنترلی ارائه نشده است.

تاکید می‌گردد که تعداد کمی از افراد به فلز روکش‌های معمولی از خود حساسیت نشان نمی‌دهند. پس با توجه به هم‌خوانی زیستی روکش‌های زیرکونیا با نسج نرم لثه‌ی بیمار، در صورت استفاده از این ماده، در طولانی مدت ما شاهد بروز هاله‌ی سیاه‌رنگ (Black Gum Line) اطراف روکش ناشی از تحلیل لثه‌ی بیمار نخواهیم بود که خود تأثیر به‌سزایی بر زیبایی و بهداشت دهان و دندان دارد. (تصویر شماره ۳ و ۴)

۳- زیبایی روکش‌ها (Aesthetic Crowns and Bridges):

روکش‌های ساخته شده از جنس زیرکونیا زیباترین گزینه‌ی موجود برای کاربرد در دندان پزشکی زیبایی بوده و اولین گزینه برای هدیه‌ی لبخندی زیبا به بیمار می‌باشند، برای ثبات این ادعا دلایل متفاوتی وجود دارد، از جمله:



(تصویر شماره ۷)



(تصویر شماره ۶)

{منابع}

4- Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008; 139 (Suppl): 8S-13S

5- Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. J Dent. 2009;37 (9): 731-736.

6- Fasbinder DJ, Dennison JB, Neiva GF. Clinical evaluation of CAD/CAM zirconium crowns and fixed partial dentures. J Dent Res. 2008;Abstract 539

1- Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98: 120-128

2- Hiroyuki Kito, Considering Abutment Color in Zirconia Restoration, inside dental technology, volume 2, October 2011

3- Carden Robin A. , A Changing Direction in Dentistry: Full-Contour Zirconia, February 2011 Journal of Dental Technology 15-17

به نسبت روکش‌های PFM است، آن گاه که فریمی با ضخامت مناسب از جنس زیرکونیا تولید شود، استحکام در کنار زیبایی وجود خواهد داشت، که بهترین گزینه برای استفاده به عنوان روکش می‌باشد. (تصویر شماره ۶)

اما روکش‌های PFM بیشتر از پنجاه سال است که در علم دندان پزشکی کاربرد دارند و در سال‌های قبل از این به عنوان اولین گزینه‌ی درمان در نظر گرفته می‌شدند. باید توجه داشت که هیچ‌گاه نمی‌توان به صورت تئوری سیستم درمانی را بدون نقص دانست، بنابراین بهتر است تا در موارد مختلف، ویژگی‌های مواد را در نظر گرفته و سپس اقدام به ارائه‌ی طرح درمان نمود. (تصویر شماره ۷)

لحیم کاری و اسکلت فلزی پروتز پارسیل



نویسنده

ناصر علی زرگزاده عضو ارشد آکادمی تکنولوژیست های پروتز دندان

۳) لحیم فلزات کم قیمت یا Nonprecious که معمولاً شامل ۷۰٪ نیکل ۲۵٪ کروم و ۵٪ مواد دیگر نظیر سیلیکون، برم و منگنز هستند و لحیم الکتریکی برای آنها توصیه می شود. از موارد دیگر کاربرد لحیم کاری در پروتز پارسیل اتصال روت وایر (wrought wire) به فریم است. بطور معمول روت وایر بعنوان بازوی گیر استفاده می شود و برای اتصال آن به فریم فلزی پارسیل از عمل welding یا soldering استفاده می شود. در welding بدون فلز واسط با نقطه جوش اتصال برقرار می شود، در soldering توسط فلز واسط انجام می شود.

رعایت اصول برای لحیم کاری از ضروریات بوده و در صورت عدم رعایت نکات لازم، لحیم کاری دچار نقص گشته و با شکست مواجه خواهد شد. بکارگیری لحیم های نامناسب، در محیط دهان که در معرض جریان براق قرار می گیرند، تغییر رنگ و خوردگی و خستگی فلز را به دنبال خواهد داشت. امروزه روش Electro soldering بر روش Blow-torch ارجحیت دارد.

یکی از عمده مشکلات پروتز پارسیل، شکستن اجزای فلزی به علت عدم استفاده صحیح پروتز، توسط بیماران و یا نقص در کستینگ فریم فلزی پارسیل می باشد. دندان پزشکان در صورت شکستن پروتز پارسیل، اکثراً حاضر نیستند که مجدداً درمان طولانی ساخت پروتز پارسیل را بپذیرند و خواستار ترمیم پروتز پارسیل هستند.

که با لحیم کاری می توان این ترمیم را انجام داد. ترمیم شکستگی در اتصال اصلی، اتصال فرعی، رست ها، کلاسه ها و اتصال جهت گیر دندان های مصنوعی با لحیم کاری امکان پذیر می گردد.

در دندان پزشکی و دندان سازی بطور معمول سه نوع لحیم وجود دارد:

۱) لحیم گرانیقیمت که حاوی طلا، نقره، روی و احتمالاً فسفر می باشد.

۲) لحیم فلزات با قیمت متوسط نظیر نقره که لحیم کاری با آن توسط جریان الکتریکی تحت عنوان Electro soldering انجام می شود.

بررسی سختی رزین بیس دنچرهای انعطاف پذیر

نویسنده :

SHEEBA GLADSTONE, SUDEEP S, ARUN KUMAR G. Department of Prosthodontics, PMS College of Dental Science & Research, Golden Hills, Vattappara, Venkode PO, Thiruvananthapuram-695028, Kerala, India.
1Department of Prosthodontics, NIMS Dental College, Neyyattinkara, Trivandrum, Kerala.



مترجم:

بهنوش یوسفی مقدم کارشناس ارشد مترجمی زبان انگلیسی

{چکیده}

ماده نایلونی بیس دنچر (Lucitone FRS) به دلیل خواص مکانیکی آن مورد بررسی قرار گرفت. این مطالعه تایید کرد که این ماده بیس دنچر انعطاف پذیر به لحاظ سختی از ارزش پایین تری برخوردار است.

{مقدمه}

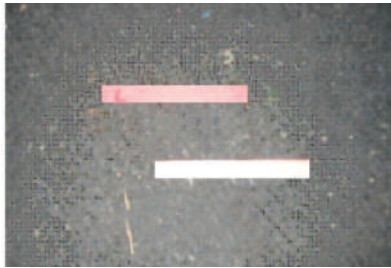
بیش از ۵۰ سال است که رزین های پلی متیل متاکریلات (PMMA) به دلیل خواص فیزیکی خوب، دردسترس بودن، هزینه مناسب و سهولت بکارگیری PMMA بازار بیس دنچر را در اختیار خود گرفته است. پلیمریازاسیون PMMA گرماپخت معمولاً طی چند ساعت، در درجه حرارت کنترل شده حمام آب انجام می شود. این فرایند نسبتاً ساده است. با این وجود، عوامل بسیاری در روند لابراتواری وجود دارد که می تواند منجر به تغییر دراکلوژن دنچر در نتیجه افزایش قابل توجه بعد عمودی پس از عمل پرداخت شود. ۴ همچنین به دلیل سمی بودن و حساسیت بیش از حد به عنوان یک دستاورد اکسیداسیون محصولات شناخته شده است. ۵ مواد جایگزین PMMA، پلی کربنات ها و رزین های نایلونی بیس دنچر هستند. نایلون نامی کلی برای انواع خاص پلیمرهای ترموپلاستیک وابسته به گروه پلی آمیدهاست. این پلی آمیدها از واکنش تراکمی بین اسید دی بیسیک و دی آمین به دست می آید. در مطالعه حاضر ماده قالبگیری متراکم گرما پلیمرایز بیس دنچر (Trevalon) و ماده نایلونی ترموپلاستیک بیس دنچر (Lucitone FRS) را بر اساس سختی آنها مقایسه کردیم.

{مواد و روش ها}

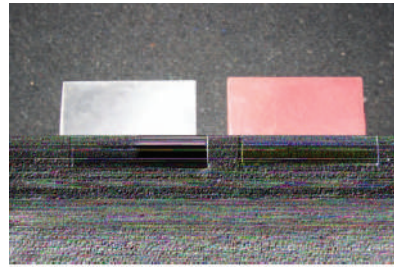
تهیه نمونه اولیه: آماده سازی این نمونه مطابق با شرایط تعیین شده در مشخصات ISO شماره ۱۵۷۶ برای پلیمرهای بیس دنچر انجام شد. قالب اصلی از شیشه پلاستیکی در ابعاد ۴×۵۰×۶۸ میلی متر ساخته شد (تصویر ۱). قالب های شیشه ای اصلی در فلاسک های دندانای خودشان با گچ اینوست شوند. پس از تنظیم ریگ دندان سطوح قالب برای ایجاد فضا جهت پکینگ یا تزریق بیس دنچر جابجا شدند.

آماده سازی نمونه: مجموعاً ۲۱ نمونه از دو نوع متفاوت مواد نامبرده مورد بررسی قرار گرفتند و مقایسه شدند.

Materials used	Type of Reaction	Formulation	Batch No.	Manufacturer
Trevalon	Chemical cure Poly (methyl methacrylate)	Powder: Liquid 3.4 gms:10 ml	TH030703	DENTSPLY, Postfach 101074 D63264,Dreich Germany
Lucitone FRS	Chemical cure	Single component	060511B	DENTSPLY Trubyte, New York, PA, USA



تصویر ۲ - نمونه نهایی تست



تصویر ۱- قالب اصلی از شیشه پلاستیکی

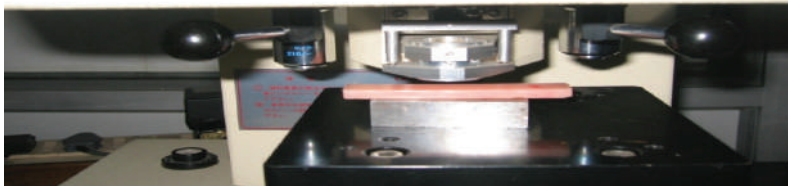
پارامترهای مورد مطالعه عبارتند از:
الف) نیروی آزمایشی ۵۰ gf
ب) زمان ۱۵ ثانیه
ج) دمای ۲۵ درجه سانتی گراد
سنجش خواص: نمونه های پس از اینکه ۷ روز داخل انکیباتور در آب مقطر خوابانیده شدند، مورد بررسی قرار گرفتند و ۵ دقیقه پیش از آزمون سختی خارج شدند و به اتاقی با دمای ۱۸ درجه سانتی گراد انتقال یافتند. سختی آنها توسط آزمون سختی تورفتگی Vicker بررسی شد. این آزمون روی Shimadzu HM-2000 (ASTM-E324-05) (تصویر ۳) انجام شد. ناحیه تورفته همی/بار = Vicker's hardness (VHN)

قالب به مدت یک دقیقه تا ۵ بار نگه داشته شد و بلافاصله پس از روند تزریق این قسمت مونتاژی جدا شد و پیش از اینکه دی فلاسک شود مدت ۵ دقیقه خنک شد. پس از دیوست کردن شکاف ها برداشته شد و زواید با استفاده از یک دیسک برش جدا شدند.

آماده سازی نمونه نهایی: با استفاده از یک ماشین برش کامپیوتری برای هر نمونه پلیت ۳ نوار آماده شد (تصویر ۲) (مدل شماره ۲۱۰۴)، با استفاده از ۶۰۰ کاغذ سنگ سیلیکا نوارهای نمونه مرطوب شدند. ابعاد نهایی این نمونه ها ۵.۲×۱۰×۶۴ میلی متر بودند. تک تک نمونه ها توسط کولیس درجاتی اندازه گیری شد. تمام نونه ها به مدت ۷ روز در انکیباتور در آب مقطر در 37 ± 1 قرار داده شدند.

ماده قالبگیری متراکم گرما پلیمر ایزدر بیس دنچر: برای آماده سازی نمونه های Trevalon تکنیک متداول قالبگیری فلاسک های فلزی به کار گرفته شد. جداسازی قالب، پک کردن، کلامپ کردن و پخت طبق روش استاندارد انجام شد. تمام نمونه ها براساس دستورالعمل کارخانه سازنده در حمام آب (Model: Samit, India) پلیمر ایز شدند. پس از پایان مراحل پخت، فلاسک ها برای خنک شدن کنار گذاشته و نمونه ها از این فلاسک ها گرفته شدند.

مواد نایلونی در بیس دنچر: این ماده به صورت یک عامل وبه شکل کارتریج عرضه می شود. سیستم فلاسک مورد استفاده برای این مطالعه سیستم تزریق موفق، Dentsply بود. هنگامی که نایلون در یک کوره از پیش گرم شده تا درجه حرارت ۳۰۲ درجه سانتی گراد ذوب شد، قالب سنگی تحت حرارت لامپ های گرمایی قرار داده شد. قالب به مدت ۱۷ دقیقه تا دمایی بین ۶۵ تا ۷۰ درجه سانتی گراد به طور یکنواخت حرارت داده شد. نیم فلاسک ها با براکت مونتاژ شدند و با کارتریج محتوی نایلون مذاب به هم چسبیدند، و در بخش تزریق قرار داده شدند. فشار تزریق



تصویر ۳ - Shimadzu-2000 برای آزمون سختی نمونه مانت شده برای تست

{نتایج}

Material	Mean (M Pa)	\pm SD	t value	P value
Trevalon	14.62	0.19	42.774	< 0.01
Lucitone FRS	7.99	0.29		

اطلاعات پایه و معیار میانگین سختی برای دو ماده بیس دنچر به طبق جدول شماره یک است:
تحلیل آماری میزان سختی برای این دو ماده مورد بررسی طبق جدول شماره دو می باشد:
معیار سختی ماده Trevalon از ۴.۱۴ VHN تا ۹.۱۴ VHN و ماده Lucitone FRS از ۰.۷ VHN تا ۸.۴۵ VHN متغیر بود (جدول ۱). بالاترین معیار میانگین برای سختی مربوط به Trevalon بود. آزمون تحلیل آماری (جدول ۲) نشان داد که تفاوت معنی داری بین سختی این دو ماده بیس دنچر وجود دارد.

Materials	Test Number					
	1	2	3	4	5	6
Trevalon	14.7	14.6	14.5	14.4	14.9	14.5
Lucitone FRS	7.67	7.81	7.98	8.02	8.45	8.05

{بحث و گفتگو}

بیس دنچر قسمتی از پروتز است که بر روی بافت های نرم قرار می گیرد. برای عملکرد موفق در مدت زمان معقول پروتز های مصنوعی باید به اندازه کافی سخت باشند. اولین ماده مورد استفاده برای ساخت بیس های پروتز Vulcanite بود. این ماده توسط گودیر نلسون در سال ۱۸۵۱ معرفی شد. این ماده هم سخت است و هم نرم اما از زیبایی و ثبات ابعادی کمی برخوردار بود. در سال ۱۹۳۰ رزین اکریلیک معمولی (PMMA) به عنوان ماده جدید بیس دنچر جایگزین Vulcanite شد. رزین اکریلیک قوی، زیبا و دارای ثبات ابعادی بود. با این حال مستعد ابتلا به انقباض ناشی از پلیمریزاسیون نیز بود و به دلیل حضور مونومر رسوب شده باعث واکنش های آلرژیک در بیماران خاص شد.

امروزه در مجموع از Vulcanite ها به عنوان رزین های انعطاف پذیر نامبرده می شود.

Lucitone FRS ماده نایلونی شیمیایی با بیس پلی آمید خطی پلاستیکی است. این ماده عملکردی دراز مدت دارد. تفکیک پلیمر آن ناچیز است، از این رو به شدت پایدار می باشد. مقاومت بسیار بالایی در برابر خراش و فرسودگی دارد. ویژگی های سایشی خوبی دارد و در برابر حلال مقاوم است. بدون تخلخل، بدون ماده بیولوژیکی در ساختار و بدون بو و لکه است. از ثبات رنگ و ثبات ابعادی خوبی برخوردار است. حداقل تنظیمات را نیاز دارد. به آسانی ترمیم و ریلاین می شود.

الف) سختی به معنی مقاومت در برابر تورفتگی دائمی سطح یا نفوذ است. ۶۰۷ از

لحاظ میکروسکوپی سختی شامل مورفولوژی های پیچیده و فشارهای سطح در این مواد مورد بررسی است. بنابراین سختی سنجش مقاومت نسبت به تغییر شکل پلاستیکی است و به عنوان نیرو در واحد سطح فرو رفته و اندازه گیری می شود.

یک پروتز دندانی باید نسبت به مقاومت در برابر شکستگی و تغییر شکل سطح میزان سختی قابل قبولی داشته باشد. در این مطالعه معیار میانگین Trevalon و Lucitone FRS به ترتیب ۹۹ VHN و ۱۴۰ VHN است

ب) تحلیل آماری کاربردی دانشجویان یعنی تحلیل پارامتری T تست نشان داد که تفاوت آماری معنی دار $P > 0.01$ در مورد سختی ماده Trevalon و Lucitone FRS وجود دارد.

{نتیجه گیری}

بیس های دنچر جزء مهم پروتزهای دندانی هستند و از آنجایی که دندانهای دنچر را می توان ساخت، به عنوان پایه عمل می کنند. مطالعه حاضر بر سختی دو ماده بیس دنچر Lucitone FRS و Trevalon نام های تاکید می کند. این مطالعه نشان می دهد که ماده Trevalon تقریباً دو برابر سخت تر از Lucitone FRS است. بنابراین در مواردی که قیاس از سمت دیگر قوس لازم می شود، در مواردی که تقویت کننده های اضافی ضروری است، در موارد شکستگی های مکرر دنچر و در مواردی که سطح قوس دندانی وسیع است، ماده Trevalon بسیار ایده آل است. از طرف دیگر در نمونه هایی که قوس دست دندان های کامل کوچک است، دنچرهای پارسیل متحرک، پروتزهای مگزیلوفیشال با آندرکات های عمیق و در مواردی که بیمار به مونومر الرژی دارد کاربرد Lucitone FRS موفقیت

آمیز است. اطلاعات ارائه شده در این مطالعه به دندانپزشک در انتخاب مواد ایده آل برای بیس دنچر در موارد خاص کمک می کند.

{منابع}

1. Chiang BK: Polymers in the service of prosthetic dentistry. J Dent 1984;12: 203-214.
2. Anusavice KJ: Denture base resins: Technical considerations and processing techniques. In: Philips' Science of Dental Materials Edition 1, Vol. 1, Philadelphia, PA, W. B. Saunders 2003.
3. Ali Parvizi: Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. J Prosthodont 2004;13: 83-89.
4. N Yunus: Some flexural properties of a nylon denture base polymers. Journal of Oral Rehab 2005; 32: 65-71.
5. Weaver RE: Reaction to acrylic resin dental prostheses. J Prosthet Dent 1980;43: 13.
6. John M. Powers: Mechanical properties. In: Craig's Restorative Dental Materials Ed12, Elsevier Inc. 2006.
7. Rodney D. Phoenix, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE: Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. J Prosthodont 2004;13: 17-27. Health

Distalizer

بخش سوم

نویسنده

محمد روحبخش تکنولوژیست پروتزهای دندان با گرایش ارتودنسی



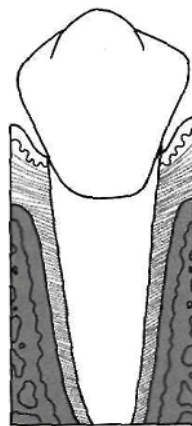
می کند و حفره دندانی با دندان جابجا می شود. پاسخ دندان به نیروی وارده، به مقدار آن بستگی دارد. با اعمال نیروی سبک و ممتد به دندان؛ مایع PDL از آن خارج می شود. PDL باریک گشته، جریان خون آن کاهش می یابد و دندان درون حفره خود حرکت می کند (طی چند ثانیه). طی حداکثر چند ساعت تغییر شیمیایی ایجاد شده، سبب تغییر الگوی فعالیت سلولی می گردد. پس از ۴ ساعت با افزایش سطح پیام رسان ثانویه، اعمال مهم سلولی نظیر تمایز، افزایش می یابد. حد آستانه اعمال نیرو (استفاده از پلاک متحرک) ۴ الی ۶ ساعت می باشد. اعمال نیروهای سبک موجب روند نسبتاً بی درد که حیات سلولها را نیز به مخاطره نمی اندازد؛ بنام تحلیل مستقیم می شود و با تحلیل مستقیم استخوان Remodel گشته و دندان جابجا می گردد. پاسخ ارتدنیسی دندانی به سه قسمت تقسیم می شود. ۱- کرنش اولیه ۲- فاز تاخیر lag ۳- حرکت دندانی پیش روند مداوم.

کرنش اولیه به اندازه ۰/۴ الی ۰/۹ میلیمتر در حدود هفته اول اتفاق می افتد و فاز تاخیری (دوره ای که حداقل تحلیل استخوان در اطراف نواحی فشار در PDL اتفاق می افتد) هفته دوم تا دهم و مرحله پیشرونده حرکت دندانی وقتیکه تحلیل قدامی در PDL محدود به اصلاح ارتدنیسی است.

{منابع}

Biomechanic in orthodontics: marcot(1990)
Contemporary in orthodontics: profit)
copy right 1986 mosby company)

دو جزء عمده دیگری که در ساختمان PDL قرار دارد، سلولهای مزانشیمی مختلف همراه با سلولهای عروقی و عصبی و مایعات بافتی است. سلولهای اصلی موجود، سلولهای مزانشیمی تمایز نیافته است و مشتقات آنها بصورت فیبروبلاست و استئوبلاست می باشد. در فانکشن نرمال، کلاژن لیگامانها بصورت مداوم دوبارسازی و تجدید شکل می گردند و مایع بافتی در فضای PDL قرار دارد که محیط را برای جذب ضربه مساعد می کند. پاسخ دندانها، در اثر نیروهای ممتد ارتدنیسی، بستگی به مقدار نیرو دارد. اگر فشاری طولانی به یک دندان وارد آید، استخوان اطراف دندان بصورت انتخابی از برخی نواحی برداشته و به بعضی نواحی اضافه می شوند؛ استخوان، اتصالات را نیز با خود حمل



Un controlled Tipping –

این نوع Tipping حرکتی است که در حول C Rot اپیکال و خیلی نزدیک به C Res و معمولاً هنگام وارد شدن یک نیروی ساده به دندان اتفاق می افتد؛ که تاج در جهت اعمال نیرو، و ریشه در خلاف جهت آن حرکت می کند و در هر جهتی قابل انجام است.

controlled Tipping –

این حرکت هنگامی اتفاق می افتد که دندان حول محور چرخش در محل آپکس حرکت می کند. وقتی یک نیرو برای حرکت تاج و یک گشتاور جهت جلوگیری از حرکت ریشه به دندان اعمال می شود، این حرکت اتفاق می افتد و در هر جهتی قابل انجام است

– حرکت انتقالی (Bodily)

اگر دو نیرو بطور همزمان و در یک جهت به تاج یک دندان وارد آید، دندان بصورت Bodily حرکت می کند؛ به گونه ای که آپکس و تاج به یک اندازه و در یک جهت حرکت می کنند. در این حرکت هر نقطه از دندان بطور موازی و در خط مستقیم در جهت اعمال نیرو حرکت می کند.

بیومکانیک، حرکت دندانی

هر دندان توسط یک ساختمان کلاژنی ضخیم حمایت کننده (پریودنتال لیگامنت PDL) که در حالت طبیعی دارای ضخامت ۰/۵ میلیمتر می باشد به استخوان آلونل مجاور خود متصل است. این الیاف بصورت مایل قرار می گیرند تا دندان بتواند جابجائی ناشی از فانکشن نرمال را تحمل کند.

Laboratory with a focus on Quality

88844278

88827613

88849067

88844409

Email: petrossian_lab@hotmail.com

www.petrossianlab.com

آدرس: تهران، خیابان میرزای شیرازی، کوچه ۱۳، پ ۳۳



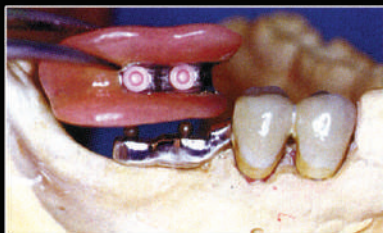
PFMs



Zirconia-Based Ceramics



Fixed Implant Bridge



Combination Crowns & Partials



Simply Natural Dentures



Transition Crowns & Bridges



Simply Natural partials



Implant Overdentures



All-Ceramics



Flexible Partials



Composite Restorations



Soft Nightguards Bleaching
Custom Trays Bite Splints

DENSPLY
FRIADENT

Dentium

**Heraeus
Kulzer**

IMPLANTIUM

 **Dr. Ihde Dental**

I M T E C
MDI
SENDAX


INTRA-LOCK
SYSTEM
INTERNATIONAL

3i

Full Service Dental



Petrossian
Dental Lab

High- Tech Dental Technology

Dentistry is constantly changing and Petrossian Dental Laboratory has kept up with the times.

لابراتوار پتروسسیان مفتخر است، کلیه خدمات لابراتواری پروتزهای دندانی همگام با جدیدترین تکنولوژی‌های برتر روز دنیا موجود در یک محل با بهترین کیفیت به شما ارائه می‌نماید

ما با تهیه کست‌های متعدد از قالب شما پروتزها را قبل از ارسال به مطب چک می‌کنیم (quality control) در نتیجه (chair time) شما را کاهش می‌دهیم

اولین و تنها سازنده استنت جراحی کامپیوتری در ایران

Pioneer in Computer Guided Implantology!

med 3D
IMPLANTOLOGY



نمایی از کست بیمار که بدون گاید جراحی شده است



پروتز تحویلی به بیمار پس از ۶ ماه



بدون شرح



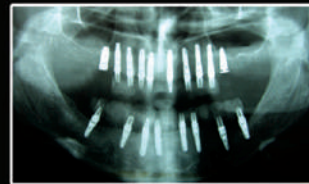
جراحی بوسیله Flap و بدون گاید و بخیه های فراوان آن



نمایی از کست بیماری که توسط گاید کامپیوتری جراحی شده



امکان تحویل پروتز موقت و حتی دائمی بلافاصله در همان روز جراحی



طول - قطر - مسیر و زاویه دقیق نسبت به یکدیگر



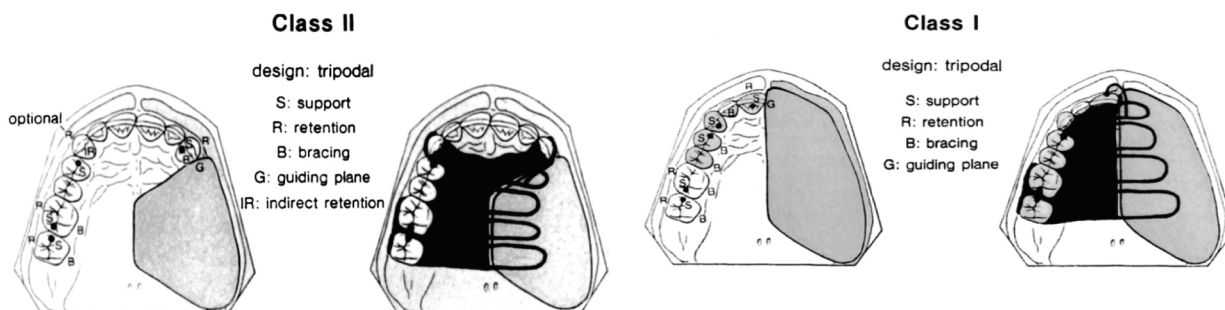
امکان جراحی Flapless بدون حتی یک بخیه (عکس فوق بلافاصله بعد از جراحی گرفته شده)



بررسی ضایعات فک بالا در بیماران بی دندان

نویسنده

حامد وفادار دانشجوی کارشناسی پروتز دندان دانشگاه آزاد اسلامی



سخت را در گیر کرده باشد برقراری یک اکلوزن راحت حتی با استفاده از های مکرر و ریلاین پروتز تقریباً غیر ممکن است. اگر دنچر فک بالا قبل از عمل انطباق ضعیفی دارد، لازم است که پیش از عمل آن را ریلاین کرد. چنانچه قبل از عمل انطباق کاملی بدست نیاید، احتمال قرارگیری صحیح دنچر هنگام ثابت کردن آن در حین عمل، ممکن نیست. علی‌رغم ریلاین پروتز، هنگام ثابت کردن مسدود کننده بوسیله پیچ داخل استخوان یا سیم‌ها و بخیه‌ها، بدست آوردن اکلوزن مناسب بسیار نا متحمل است. به دلیل این ناهماهنگی های اکلوزالی، بیمار می‌بایست در مرحله قرارگیری مسدود کننده جراحی از پروتز فک پایین استفاده نکند.

بررسی ضایعات فک بالا در بیماران دارای دندان

پروتزهای مسدود کننده در Defect های ماگزینا و ماندیبول معمولاً دچار مشکلات نظیر فقدان گیر و ثابت هستند. این مشکلات باعث ایجاد یک اکلوزن فانکشنال تروماتیک و

استخوان آلوئول بخیه می‌گردند. سمت جراحی در امتداد سطح داخلی گونه ثابت می‌شود. بخیه های منفرد ابریشمی ۰-۲ از داخل ۶ تا ۸ سوراخ که قبلاً در بورد های کناری و قدامی پلیت آکرلی ایجاد شده، عبور می‌کنند.

۴- سیرکوم زایگوماتیک وایر ریتنشن (circumzygomatic wire retention)

سیم‌ها از روی قوس زایگوما عبور می‌کنند و به دو سوراخ دوطرفه که در ناحیه پرمولر از فلنج بیس پلیت قرار دارند، محکم می‌شوند. این روش تهاجمی ترین روش است و بیشترین ناراحتی را در حین برداشت سیم‌ها در کلینیک ایجاد می‌کند. معمولاً از این روش استفاده نمی‌شود.

۵- استفاده از دنچر قبلی فک بالا

برخی کتاب‌ها استفاده از دنچر قبلی بیمار را به عنوان مسدود کننده جراحی یا موقتی (interim)، پیشنهاد می‌کنند، اما مشکلاتی در رابطه با استفاده از دنچر قبلی در دوره جراحی و دوره موقت وجود دارد. در صورت استفاده از پروتز قبلی (بیس پلیت به علاوه دندان)، بیمار انتظار دارد که در تمام دوره از آن استفاده کند. هنگامی که نقص جراحی حدود نیمی از کام

مراحل بازسازی توسط پروتز:

۱- پروتز مسدود کننده جراحی

ساخت مسدود کننده برای بیمار با بی‌دندانی کامل دشوارتر از پروتز معمولی فک بالا است و گیر، تکلم و جویدن نیز در این بیماران به مراتب مشکل‌تر است. با وجود اینکه استفاده از ایمپلنت ماگزینا در این بیماران به نظر مفید می‌آید، ولی فقدان کیفیت و کمیت استخوانی مناسب در قوس باقیمانده و وجود همین مشکلات در استخوان‌های باقیمانده مجموعه در منطقه جراحی شده مانع استفاده از ایمپلنت‌ها می‌شود.

۲- Bone screw retention

برای گیر مسدود کننده جراحی از یک پیچ پالاتال ۱۳ تا ۱۶ میلی‌متر و با زاویه به سمت خلف استفاده می‌شود تا اسکرو درایور به راحتی بتواند داخل دهان استفاده شود.

۳- Suture retention

در بیماران رادیو تراپی شده، می‌توان به منظور اجتناب از قرار دادن پیچ در منطقه تحت رادیاسیون از تکنیک بخیه زدن استفاده کرد. سوراخهایی روی محیط پروتز ایجاد می‌شوند و به داخل بافت نرم در عمق وستیبول در مقابل

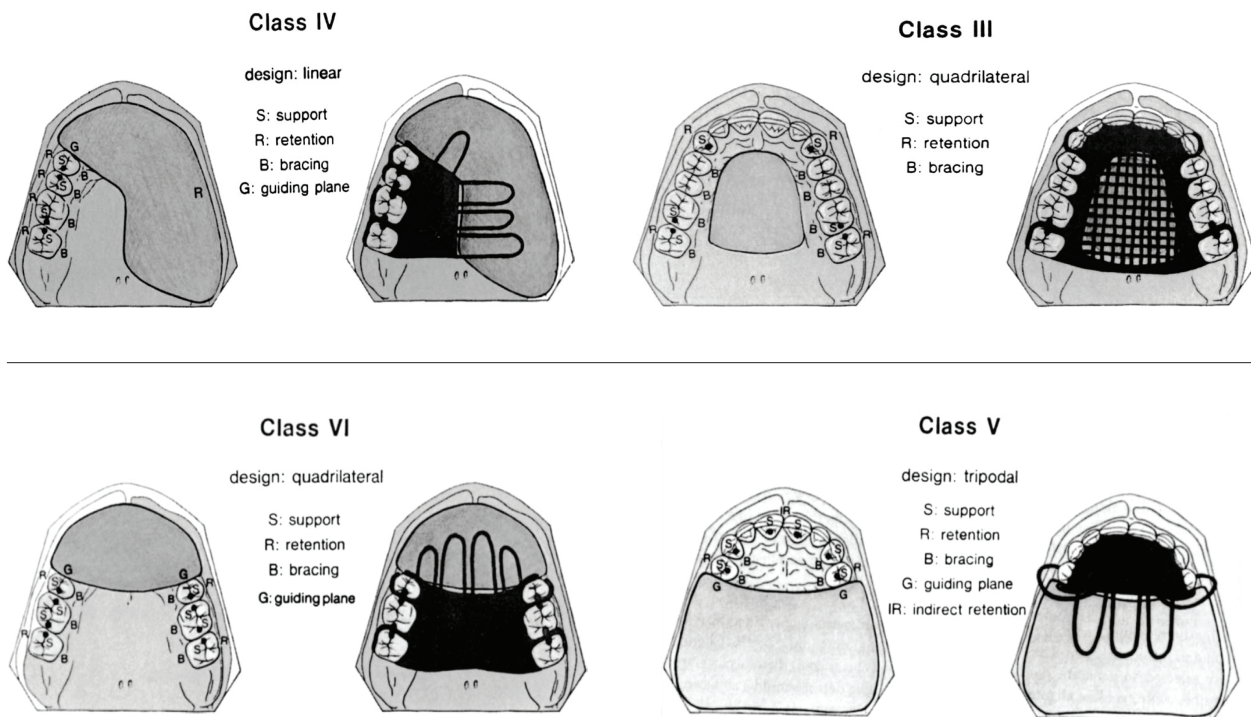


Fig. 7. Aramany class VI obturator design template.

Fig. 6. Aramany class V obturator design template.

می‌توان در کل بیان کرد که با کاهش اندازه ضایعه پیش آگهی پروتز بهتر خواهد بود.

منابع

کتاب پروتزهای ماگزیو فشیال تیلور

مشکلات دندانی به دو دلیل اصلی باید درمان شوند. اول اینکه با درمان بیماری فعال دندانی، قبل از جراحی، ریسک مشکلات اورژانس دندانی در دوره ترمیم پس از جراحی کاهش خواهد یافت، که باعث یک دوره نقاهت بدون دردسر می‌شود. دوم اینکه درمان زودرس بیماری‌های دندانی احتمال کارایی دندانه‌های باقیمانده به عنوان دندان‌های پایه برای مسدود کننده یا پروتزهای مندیبولکتومی را افزایش می‌دهند. همانند آنچه در بیماران بی دندان مطرح شد،

عدم توانایی در بدست آوردن سیل قابل قبول اوروآنترال یا اورونزال می‌شوند. البته هنگامی که دندانه‌های طبیعی باقی مانده اند امکان موفقیت بیشتر است.

وضعیت سلامت دندانی بیمار در هنگام طراحی مسدود کننده برای ماگزیلای قطع شده، قبل و پس از جراحی جزء ملاحظات مهم به شمار می‌رود. معمولاً به دلیل نیاز به انجام جراحی حذفی، درمان دندانی ایده آل قبل از عمل ممکن نیست. در زمان باقیمانده تا جراحی تومور،

سیستم IPS-emax press



گرد آورنده

حجت حسین زاده دانشجوی کارشناسی پروتز دانشگاه آزاد اسلامی

سازد، همچنین دسته بندی وسیعی از پودرهای
سرامیکی امکان و نیر کردن تمامی زیرمجموعه‌های
این سیستم را فراهم نموده است.

Ips e. max press بلوک‌ها یا شمش‌هایی
از جنس لیتیم دی سیلیکات گلس سرامیک
هستند که برای تکنولوژی پرس بکار می‌روند.
پروسه تولید بلوک‌هایی با ترنسلسنسی مختلف،
کاملاً مشابه همدیگر هستند. از خصوصیات این
بلوک‌ها یکی سختی برابر ۴۰۰ mpa که در
نتیجه با فشرده شدن این بلوک‌ها به بالاترین
سختی و مقاومت می‌رسند، آن‌ها در کوره‌های
مخصوص به خود پرس شده و بلوک‌های فشرده
برای ترمیم با دقت فوق‌العاده مناسب و هم‌رنگ

باید تراش داده شود (فضا برای فلز و پرس‌لن)؛
ما می‌توانیم با حذف فلز میزان تراش را کاهش
دهیم.

۲. به دلیل وجود بیس فلزی میزان تراش
لوسنسی کم و در نتیجه زیبایی کاهش می‌یابد.
۳. در این نوع روکش‌ها هاله‌ای کبود رنگ در
قسمت مارجین لبه خارجی روکش‌هایی که از
فلز استفاده شده دیده می‌شود.

معرفی سیستم IPS-emax press:
این سیستم متشکل از بلوک‌های سرامیکی در
چهار گروه مختلف می‌باشد که در نهایت امکان
ساخت فریم سرامیکی را از دو تکنیک مهیا می‌

معایب سیستم متال سرامیک

رستوریشن‌های متال سرامیک طی سال‌های
طولانی به دلیل استحکام بالا و زیبایی نسبی
همیشه مطمئن‌ترین جایگزین برای دندان‌های
از دست رفته بوده‌اند ولی با شناخت موادی چون
آلومینا و تلفیق گلاس‌ها (شیشه) با سرامیک‌ها
روکش‌هایی با زیبایی بالا و استحکام خوب به
جامعه دندان پزشکی عرضه شد.

اما معایبی در متال سرامیک‌ها وجود دارد که
موجب استفاده بیشتر از سیستم‌های فری متال
می‌شود که می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱. در متال سرامیک ۱/۵ میلی‌متر از دندان

Translucency Levels	Processing Technique			Indications								
	Staining Technique	Cut-Back Technique	Layering Technique	Table Tops	Thin Veneers	Veneers	Inlays	Onlays	Partial Crowns	Anterior Crowns	Posterior Crowns	3-Unit Bridges ¹
High Translucency				✓*	✓*	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Low Translucency					✓*	✓				✓	✓	✓
Medium Opacity										✓	✓	✓
High Opacity										✓	✓	✓

* the cut-back technique must not be applied for thin veneers and table tops.

¹ only up to the second premolar as the distal abutment



دندان ایجاد می کند.

موارد کلینیکی

از بلوک های مخصوص پرس برای ساخت روکش های تک واحدی قدامی یا خلفی و روکش های سه واحدی قدامی و روکش های سه واحدی تا ناحیه پره مولر استفاده می شود.

برای ساخت این نوع رستوریشن ها، تراش شولدر بدون زوایای تیز داخلی یا تراش دیپ چمفر در نیاز است.

تعیین رنگ:

انتخاب رنگ مناسب مهمترین عامل در دستیابی

به زیبایی مورد نظر می باشد که به عوامل متعددی بسته است:

۱. رنگ دندان تراش خورده
۲. رنگ دندان های مجاور
۳. رنگ بلوک انتخابی
۴. رنگ پرسن انتخابی
۵. رنگ سمان جهت چسباندن در دهان

مراحل لابراتواری

۱. Wax up
۲. investing
۳. Castin

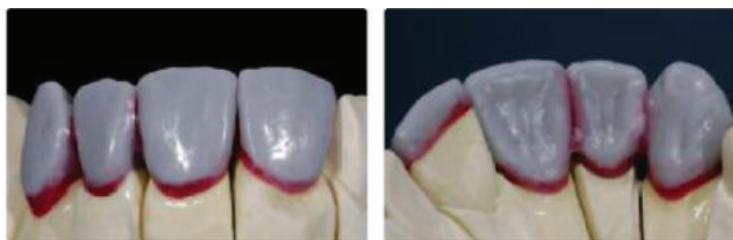
Wax up

ضخامت وکس آپ بر اساس رنگ و تکنیک انتخابی تعیین می شود.

۱. Staining
۲. Cutback
۳. Layering

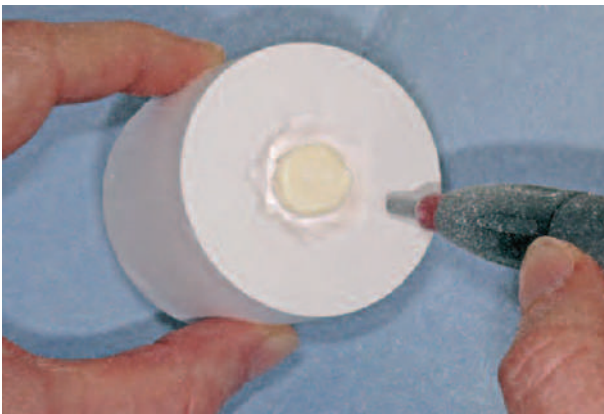
اسپورو گذاری investing

پس از سپری شدن Setting time گچ، سیلندر را در کوره حذف موم قرار داده و دمای آن را تا ۸۵۰ درجه بالا میبریم. تزریق بلوک به درون سیلندر توسط وسیله ای به نام AloX plunger صورت می گیرد که باید بر روی بلوک قرار داده شود و سپس داخل کوره قرار گیرد



Fully anatomical wax-up. To better check the layer thickness, the use of a basic wax of another color is recommended.

سه واحدی	تک واحدی	
۲۰۰g	۲۰۰-۱۰۰g	اندازه سیلندر
۳-۵.۲mm	۳-۵.۲mm	ضخامت اسپورو
۸-۳mm	۸-۳mm	طول اسپورو
بر روی اباتمنت ها	ضخیم ترین قسمت وکس آپ	نقطه اتصال
۰۶۰-۰۴۵	۰۶۰-۰۴۵	زاویه قرار گیری در سیلندر
۳mm	۳mm	فاصله وکس آپ ها از هم
۱۰mm	۱۰mm	فاصله با دیواره سیلندر



Staining

در این تکنیک روکش به صورت فول، وکس اپ می‌شود و بعد از آنکه بر روی دای سوار شد گل‌یزشده و آماده تحویل می‌باشد.

Cut-back

در این روش پس از وکس اپ فول و کستینگ از ۱/۲ انسیزالی روکش‌ها برداشته و فضای مناسب برای پرسن گذاری را مهیا می‌کنیم. بعد از پرسن گذاری آماده ی گل‌یز می‌شود.

{منابع}

www.ivoclarvivadent.us
Ips emax instruction for use catalogue

در زمان پرس در اثر تماس لیتیم دی سیلیکات با گچ، لایه ای سطحی بر روی فریم ایجاد می‌گردد که برای ایجاد باند بهتر پرسن این لایه باید حذف شود. این امر با قرار گرفتن فریم به مدت ۳۰-۱۰ دقیقه داخل یک مایع با پایه اسیدی هیدرو فلوریک انجام می‌گیرد (Invex Liquid)، سپس فریم را با آب شستشو داده، خشک کرده و مجدداً با فشار ۲-۱ بار اکسید آلومینیوم سند بلاست می‌کنیم. اگر این لایه حذف نشود، امکان ایجاد حباب و مشکلات ناشی از آن مانند باند ضعیف و یا ترک در مرحله پرسن گذاری وجود دارد. نکته: Invex Liquid حدوداً بعد از ۲۰ بار مصرف باید تعویض شود.

WASH

قبل از شروع پرسن گذاری پخت Wash به عنوان لایه‌ای جهت کنترل نمودن Shrinkage و ایجاد باندینگ به وسیله پودر Dentin یا Deep dentin انجام می‌شود.

تا فشار از طریق این وسیله از پیستون کوره به بلوک منتقل شود. برای جلوگیری از چسبیدن Alox plunger به گچ و بلوک در این مرحله از Separator مخصوص استفاده می‌کنیم. پس از اینکه دمای کوره حذف موم به ۸۵۰ درجه رسید سیلندر را از کوره خارج کرده بلوک مورد نظر را داخل آن قرار داده و Alox plunger آغشته به Separator را بر روی آن می‌گذاریم و به کوره پرس منتقل می‌کنیم. پس از اتمام برنامه پرس برای تعیین جایگاه قطع نمودن استوانه به وسیله دیسک از طول یک Alox plunger دیگر به عنوان راهنما استفاده می‌شود. در این مرحله، برای جدا سازی فریم و گچ از Polishing beads با فشار ۴ بار (psi ۶۰) استفاده می‌شود. سپس در مرحله بعد میزان فشار به ۲ بار (psi ۳۰) کاهش داده می‌شود. حذف باقیمانده گچ بر روی سرامیک با سند بلاست اکسید آلومینیوم با فشار ۲-۱ بار (psi ۱۵-۳۰) صورت می‌گیرد.

Divesting

تیتانیوم و کاربرد آن در پروتزهای دندانی



نویسنده :

دکتر احسان قاسمی

استادیار و سرپرست دوره های کارشناسی پروتز دانشکده دندان پزشکی اصفهان

محمد رسالت دانشجوی کارشناسی پروتز دانشکده دندان پزشکی اصفهان

{مقدمه}

تیتانیوم فلزی است که در صنعت و علوم مختلف استفاده میشود و کاربرد وسیعی از وسایل تزئینی تا صنایع هوا فضا دارد. آلیاژهای تیتانیوم کاربرد وسیعی در دندانپزشکی دارد. در این مقاله میخواهیم علاوه بر بررسی آلیاژهای مختلف تیتانیوم به وسعت کاربرد آن در پروتز دندان پی ببریم همچنین مختصری در مورد ریختگی این آلیاژ گفته و در آخر بر اساس محاسن و معایب آن نتیجه گیری خود را در مورد استفاده در موارد گوناگون اعلام میکنیم.

مشخصات

واژه تیتانیوم برگرفته از واژه لاتین تیتان است که پسر خدایان یونانی است، با نماد Ti عدد اتمی این فلز به صورت خالص ۲۲ و وزن اتمی اش ۴۷/۸۸ می باشد، جزء گروه فلزهای واسطه است (گروه D)، دارای نقطه ذوب ۱۶۶۰ درجه سانتیگراد و نقطه جوش ۳۲۸۷ درجه سانتیگراد میباشد، دارای سختی و مقاومت بالایی است و به رنگ نقره ای است. در دمای ۶۰۰ درجه با اکسیژن ترکیب میشود و در دمای ۱۲۰۰ درجه خودبه خود آتش میگیرد.

آلیاژهای تیتانیوم

۱- آلیاژهای خالص تجاری که بیشتر برای عرضه فلز به صورت عمده و برای موارد تجاری استفاده میشود. ۲- آلیاژهای آلفا و نزدیک آلفا: که با اضافه شدن مقادیر کم قلع و وانادیوم مقاومت بالاتری نسبت به نوع خالص پیدا میکند ولی نسبت انواع دیگر آلیاژ دارای مقاومت کمتری میباشد. ۳- آلیاژهای آلفا-بتا: که دارای مقادیر کم قلع و وانادیوم برای فاز آلفا و مقادیری آلومینیوم برای فاز بتا میباشد، این نوع آلیاژ برای ایمپلنت های دندانی مورد استفاده قرار میگیرد و قابلیت

خود آلیاژ تیتانیوم دارای قیمت بالایی است.

موارد استفاده

ایمپلنت، سیم ها و وسایل ارتودنسی، کرون و بریج، پارسیل، اینله و انله، استفاده به عنوان فلز تراش دستگاه CAD-CAM

نکاتی در مورد ریختگی تیتانیوم:

ریختگی این فلز در دستگاہی با حضور گاز بی اثر (نیتروژن یا آرگون) انجام میگردد همچنین ذوب این فلز به وسیله قوس الکتریکی القایی یا گرمایش القایی صورت میگردد و در زمان ریختگی از وکیوم استفاده میشود. سیلندر مخصوص این فلز باید از سیلیکای باند شده با فسفات باشد و بوتله از جنس خیلی مقاوم استفاده میشود که دارای زیرکونیوم و سیلیکات است.

نتیجه گیری:

فلز تیتانیوم دارای محاسن چشم گیری است و کاربرد آن باعث رضایت مریض و طول عمر پروتز می شود، ولی معایب آن که شامل گرانی و سختی کار می شود مانع کاربرد وسیع آن شده و کاربرد آن تنها در ایمپلنت ها محدود گردیده که توسط شرکت های خارجی ساخته و عرضه می شود.

{منابع}

J Musculoskelet Neuronal Interact 2009; ADA Restorative Dental Materials ASSOCIATION I REPORT ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS WWW.WIKIPEDIA.ORG WWW.WIKI.ANSWERS.COM WWW.BOOKS.GOOGLE.COM WWW.KEYTOMETALS.COM WWW.SYDNEYORALDESIGN.COM.AU COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS(2):61-71

جوشکاری نیز دارد. ۴- آلیاژ بتا دارای مقادیر آلومینیوم میباشد و خاصیت انعطاف پذیری بهتری را نسبت به انواع دیگر داراست و در ارتودنسی استفاده میشود.

محاسن

تیتانیوم قابلیت سازگاری با مخاط و استخوان را داراست. دارای کروژن و خوردگی کمی است این خاصیت به دلیل لایه اکسیدی است که به مانند آلومینیوم روی فلز ایجاد میشود و از خوردگی سطوح پایین تر جلوگیری میکند. سبک است و در عین حال دارای مقاومت بالایی است به طوری که چهار برابر سبک تر از طلا و مقاومتر از آن میباشد، همچنین تطابق بهتری با لبه دندان تراش خورده نسبت به نیکل کروم دارد. دارا نبودن خاصیت الکترودی که مانع درد انساج و پالپ میشود، همچنین با استفاده این فلز در کل درمان میتوان از این مشکل جلوگیری کرد. رسانایی حرارتی پایین که مانع انتقال سریع و زیاد حرارت به انساج و آزرده گیشان میشود (۱۳/۵) بار کمتر از طلا و ۳/۲ بار کمتر از کروم کبالت) مزه بدی در دهان ایجاد نمی کند، غیر سمی غیر آلرژیک است

معایب

به علت ترکیب خود به خودی با اکسیژن و آتش گرفتن در دمای بالا نیاز به دستگاہ مخصوص خلع برای ذوب و ریختگی دارد که گران قیمت و کم یاب و در عین حال به مهارت بالایی نیازمند است. آلیاژ تیتانیوم سریع از حالت مذاب به جامد تبدیل میشود که این ویژگی، کار با این فلز را سخت میکند. دانسیته پایینی دارد که در زمان ریختگی با سانتریفیوژ کار را سخت میکند، به سختی جوش میخورد. طی تحقیقات مشخص شده است که در کار ریختگی پروژیتهایی تا عمق ۷۵ میکرون در کار ایجاد میشود، همچنین دارای کرک هایی به طول ۱۰۰ میکرون میشود.

معرفی خواص دارویی درخت مسواک



نویسنده

الهام کبریایی کارشناس ارشد سیستماتیک - اکولوژی علوم گیاهی

مطالعات اخیر نشان داده است که، ترکیبات موجود در دانه‌ها (استرول، اسید چرب، توکوفرول و ترکیبات فنلی) همانند برگ‌ها و پوست درخت این گیاه دارای خاصیت آنتی‌اکسیدانی قوی هستند. تانیک اسید موجود در گیاه مسواک به عنوان یک ضد انعقاد خوب عمل می‌کند و روغن آن در درمان بیماریهای مثانه، درد مفصلی، فلج اطفال، گنوره آبه کار می‌رود. روغن دانه‌های این گیاه همچنین می‌تواند در ساخت صابون و شمع به کار رود و جایگزین مناسبی برای روغن نارگیل است (۶).

برخی از یافته‌های جدید علمی:

- درخت مسواک نقش مؤثری در کاهش التهاب لثه و بافتهای اطراف آن نسبت به مسواک معمولی دارد، که ممکن است اشاره به اثرات مکانیکی و مهارکنندگی تشکیل پالک آن داشته باشد. این خاصیت مهارکنندگی آنزیم در مسواک نقش مهمی در غیر فعال سازی عوامل مداخله‌گر در بیماریهای دهانی دارد. - طبق نظریه هومر: «گیاه مسواک به علت دارا بودن خاصیت مهارکنندگی آنزیمهای پروتئاز و پپتیداز قادر است از ایجاد بیماریهایی که توسط باکتریهای پاتوژن اطراف دندان و لثه به وجود می‌آید جلوگیری کند». ترکیبات آنیونی مانند تیوسیانات تأثیر زیادی

گلیکوزیدها، فالونوئیدها، ساپونین، تری متیل آمین، استروئیدهای گیاهی به نام بتا-سیتوسترول و بنزیل ایزوتیوسیانات، سدیم کلراید، سیلیکا، فلوراید، ترکیبات سولفاته و ویتامین C است، که هر کدام از آنها نقش ویژه‌ای در جلوگیری از پوسیدگی دندان‌ها دارند (۲).

- ویتامین C و سیتوسترول در تقویت خون‌رسانی مویرگ‌های لثه و جلوگیری از التهاب آن اثر دارد و تری متیل آمین همراه با سیلیس با تغییر در کشش سطحی باعث عدم تجمع ذرات غذایی بین دندان‌ها می‌شوند. - ترکیبات سولفاته، تانیک اسید و ایزوتیوسیانات دارای اثرات آنتی باکتریال هستند. - فلوراید در مرحله شکل‌گیری و نمو دندان‌ها نقش داشته و اسیدانیسیک به دفع خلط از سینه کمک می‌کند.

- در چوب درخت مسواک به میزان یک درصد مواد خوشبو کننده معدنی یافت می‌شود که دهان را با عطر خود خوشبو کرده و رزین موجود در چوب نقش محافظت از مینای دندان را دارد. (۱ و ۳)

این گیاه همچنین دارای خواص سایندگی، قابض، ضد عفونی‌کنندگی، دترجنت و مهارکنندگی آنزیم می‌باشد. برگ، میوه، دانه و ریشه درخت مسواک نیز به مصارف درمانی می‌رسند. میوه گیاه جنبه تغذیه‌ای و خوراکی داشته و اشتها آور، ملین و مسهل قوی معده است. برگ‌های آن به صورت موضعی به عنوان ضدخارش و ضد التهاب استفاده می‌شود. (۴ و ۵).

جایگاه درخت مسواک در دانش

نوین بشری:

WHO استفاده از چوب درخت مسواک را به عنوان ابزار مؤثر برای بهداشت دهان توصیه کرده است. در شرق، اغلب چوب درخت مسواک، در آفریقای غربی درخت لیمو و پرتقال و در آفریقا - آمریکا ریشه‌های سنا را به کار می‌برند.

نام علمی: *Salvadora Persica L.*

نام فارسی: مسواک

نام عربی: شجرة السواک، اراک

نام هندی: پیلو



درخت مسواک با نام علمی *S. Persica L.* از تیره *Salvadoraceae* گیاهی با خواص دارویی بی نظیر می‌باشد.

خصوصیات گیاه شناسی:

درختی کوچک به ارتفاع ۳-۶ متر و بدون تیغ بوده و دارای برگ‌های سبز چند ساله است. برگ‌های این گیاه کامل و کمی غضروفی، گل‌های کوچک، به رنگ زرد روشن، میوه آن خوشه و آبدار به رنگ قرمز مایل به سفید و ریشه‌های تازه درخت به رنگ قهوه‌ای بسیار روشن و تا حدودی نرم و شکننده است.

نواحی رویش:

آب و هوای گرم و استوائی محل مناسبی برای رشد این درخت است. این گیاه در بخش‌هایی از جنوب غربی آسیا، شمال و مرکز آفریقا جایی که کشورهای ایران، حبشه، سودان، عربستان، مصر، هند و یمن قرار دارند یافت می‌شود.

مهمترین نواحی رویش آن در ایران، لار، بندرعباس، میناب، مکران و چابهار است.

خواص دارویی:

بیشترین مواد مؤثر گیاه شامل سالوادورین،





آن را به آرامی بر روی دندان‌ها می‌کشند. با این عمل ضمن مسواک شدن دندان‌ها مواد مختلف این چوب در بزاق حل شده و آثار مختلف آن در دهان، لثه و دندان‌ها اعمال می‌شود. هم چنین از فیبرهای نازک ساقه جهت خلال کردن دندان استفاده می‌گردد.

{منابع}

۱- عز الدینی، ف: مقایسه کارایی مسواک طبیعی با مسواکهای معمول در پیشگیری از پوسیدگی دندان، قرآن و طب، انتشارات بنیاد پژوهش‌های حوزه و دانشگاه، ۱۲۸۸، ص ۱۲۵-۱۴۶

2- Almas. K, Skaug. N: An in vitro anti-microbial comparison of miswak extract with commercially available non-alcohol mouthrinses. International Journal Dent Hyg, Vol 3, 18-24, 2005.

3- Bone.K: Phytotherapy for Periodontal Disease and Improved oral Hygiene (Phytotherapy Review & Commentary), Townsend Letter ,38-40, 2005.

4- Marwat.S , Khan.M, Aslam.M , Mushtaq. A, Sultana.M.S: Salvadoria persica, Tamarix aphylla and Zizyphus mauritiana-Three Woody Plant Species Mentioned in Holy Quran and Ahadith and Their Ethnobotanical Uses in North Western Part (D.I. Khan) of Pakistan, Pakistan Journal of Nutrition, Vol 8, No 5, 542-547, 2009.

5-Soliman. O , Hatem. E, Mohammed. B: Oral hygiene and periodontal status associated with the use of miswak or toothbrush among saudi adult population, Cairo Dental Journal ,Vol 23, No 2, 159-166, 2007.

6-Abdalbasit.A.M, Bertrand.M. E, Hussein.I.H: Chemical Characterization of the Seed and Antioxidant Activity of various parts of Salvadoria Persica, Journal Am Oil Chem Soc, Vol 86, 857-865 , 2009.

عربستان سعودی) اصولاً دندان‌های سفیدی دارند. **اثر ضد پوسیدگی دندان:** فلوراید قابل توجه به همراه ترکیبات گوگردی، تاننی و ایزوتیوسیاناید موجود در گیاه مسواک باعث خاصیت قوی ضد پوسیدگی دندان در ساقه‌های گیاه شده است. کلیه‌ی اثرات ذکر شده با مکانیسم‌های مربوطه پس از تحقیقات زیادی که در نقاط مختلف جهان صورت گرفته تایید شده است. هم‌زمان ترکیب جدید اکسید بنزیل ایزوسیاناید تولید می‌شود که قدرت ضد عفونی



کننده‌ی آن از بنزیل ایزوتیوسیاناید قوی‌تر است. دانشمندان قبلاً به این نتیجه رسیده بودند که ترکیب بنزیل ایزوتیوسیاناید به مقدار کم و به طور طبیعی توسط غدد بزاقی در دهان ترشح می‌شود و این یکی از اعجاز‌های درخت مسواک می‌باشد که در نوع خود منحصر به فرد است. کلراید قابل توجه موجود در چوب مسواک به عنوان یک دتر جنت قوی عمل نموده و از ایجاد جرم روی دندان‌ها جلوگیری می‌کند.

طریقه مصرف:

در کشور عربستان سعودی و بعضی کشورهای عربی دیگر، قطعات حدوداً ۱۰ سانتی متری با قطر حدود یک سانتی متر از ساقه‌های گیاه به مدت یک روز در آب قرار گرفته و سپس پوست همان قسمت جدا می‌شود. به این ترتیب فیبرهای طولی این ساقه به شکل مسواک در می‌آید که

بر سیستم پراکسیداز بزاق (که دارای خاصیت ضد میکروبی است) می‌گذارد و مکانیسم‌های مقاومت اختصاصی و غیر اختصاصی از بافتها را در برابر عفونت‌ها افزایش می‌دهد. عصاره حاصل از مسواک رشد بسیاری از باکتری‌های هوازی و غیر هوازی دهان و کانیدیدا آلبیکنز را مهار می‌کند (۶) فرآورده‌های در دسترس از درخت مسواک با توجه به اهمیت درخت مسواک در بهداشت دهان و دندان، از این گیاه فرآورده‌هایی آماده و در دسترس افراد قرار گرفته است.

اثرات مهم

اثرات ضد میکروب:

قسمت‌های مختلف گیاه مسواک به علت دارا بودن تانن، ترکیبات گوگردی و ترکیبات ایزوتیوسیانید دارای اثر ضد میکروبی قوی و گسترده بر روی انواع میکروارگانیسم‌ها است. ده‌ها تحقیق در جهان نشان داده است که این اثرات به خصوص در مورد میکروارگانیسم‌های غیر هوازی مانند استرپتوکوکوس موتانس، که باعث پوسیدگی دندان می‌باشد، انتخابی و ایده آل است.

اثر ضد زخم:

اثر ضد زخم چوب مسواک مربوط به وجود فلاونوئیدها و تانن‌های موجود در آن است. گرچه ترکیبات دیگری در این مورد دخالت دارند و مسلماً موثر می‌باشند، ولی دو دسته مواد مذکور که اثر ضد زخم آن‌ها قوی می‌باشد، علت اصلی این خاصیت هستند.

اثر دتر جنت (پاک‌کنندگی و ضد

جرم دندان):

کلراید قابل توجه موجود در چوب مسواک به عنوان یک دتر جنت قوی عمل نموده و از ایجاد جرم روی دندان‌ها جلوگیری می‌کند؛ به همین دلیل افرادی که به طور طولانی از چوب مسواک استفاده می‌کنند (بعضی کشورهای عربی مانند

طراحی به کمک کامپیوتر و ساخت سریع نمونه اولیه فریم‌های پروتز پارسیل متحرک

نویسنده :

By D Eggbeer^{1**}, R Bibb¹, and R Williams²

1: The National Centre for Product Design and Development Research, The University of Wales Institute, Cardiff, UK

2: Centre for Dental Technology, University of Wales Institute, Cardiff, UK

مترجم: بهنوش یوسفی مقدم کارشناسی ارشد مترجمی زبان انگلیسی

* جهت مطالعه متن انگلیسی این مقاله به صفحه ۴۳ مراجعه نمایید.

{چکیده}

این تحقیق تولید و کاربرد طرح کامپیوتری (CAD/CAM) به منظور بررسی روند الکترونیکی یک کست دندان اسکن شده به عنوان مرحله پیش از تولید یک الگوی حذف کننده برای ساخت فریم فلزی آلیاژی پروتز پارسیل متحرک (RPD) را بررسی می‌کند. این کست ها برای جایگزینی مجدد دندان های مصنوعی در حفره دهان طراحی می‌شوند. کست ریخته شده از قالب بیمار به صورت دیجیتالی اسکن می‌شود و اطلاعات به صورت یک فایل سه بعدی کامپیوتری در می‌آید که با نرم افزار طراحی کامپیوتری (CAD) خوانده می‌شود. با توجه به اصول دندانسازی تجزیه و تحلیل و آماده سازی در محیطی دیجیتالی انجام می‌گیرد. سپس برای طراحی فریم و تولید فایل نقشه برداری سه بعدی استاندارد (STL) جهت آماده سازی و ساخت از طریق شیوه های نمونه سازی سریع (RP) نرم افزار (CAD) مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای تولید الگوهای حذفی متعاقباً چندین شیوه نمونه سازی سریع استفاده می‌شود و سپس کست بر طبق روش های معمول با آلیاژ کروم کبالت ریخته و اندازه آن ارزیابی می‌شود. این نمایانگر این مسئله است که تکنیک های (CAD/CAM) برای تجزیه و تحلیل و آماده سازی کست دندان الکترونیکی و طراحی فریم های پروتز پارسیل متحرک استفاده می‌شوند.

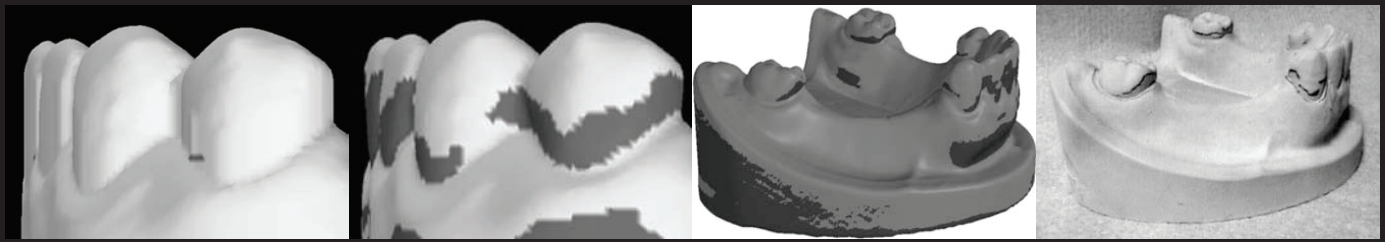
{کلید واژه}

طراحی کامپیوتری، نمونه سازی سریع، پروتز پارسیل متحرک

{مقدمه}

سالهای زیادی است که طراحی و ساخت با کمک کامپیوتر (MAC / DAC) و تکنیک های نمونه سازی سریع (PR) به طور گسترده در بخش توسعه محصول و توسعه جراحی فک و صورت به کار گرفته شده است و علاوه بر این کاربرد فناوری MAC/DAC در مراحل ساخت روکش های کرون و بریج بررسی شده است، اما تحقیقات در خصوص کاربرد این فناوری در ساخت فریم پروتز پارسیل متحرک (DPR) بسیار کم است، که شاید به دلیل عدم وجود نرم افزار مناسب باشد. مطالعات اخیر نشان داده است که طراحی کامپیوتری (DAC) و شیوه های نمونه سازی سریع و تولید مدل حذف کننده برای ساخت عناصر آلیاژی فلزی فریم های فلزی پروتز پارسیل متحرک می‌تواند کاربردهای امیدوارکننده ای داشته باشد و ۸۰٪ این مطالعات کاربرد فناوری های طراحی کامپیوتری برای بررسی کست های دیجیتالی و طراحی مدل و ساخت مدل حذف کننده با استفاده از فناوری های نمونه سازی سریع را بررسی می‌کند.

مزایای بالقوه ارائه شده ضمن معرفی سیستم MAC/DAC پیشرفته و نمونه سازی سریع در زمینه ساخت فریم پروتز پارسیل متحرک شامل تعیین اتوماتیک مسیر پیشنهادی نشست پروتز، حذف تقریباً فوری آندرکات های ناخواسته (نقاط ورود مجدد) و تشخیص آندرکات های کارآمد و موثر است. در مرحله دیگر اجزای پروتز پارسیل متحرک در بخش مرجع ذخیره می‌شود، درگ شده، بر روی آیکون های ظاهر شده از کست تحقیقی اسکن شده روی صفحه نمایش جایگزین می‌شود و الگوی مجازی سریعاً بدست می‌آید. از آنجا که دستگاه های نمونه سازی سریع شی را مستقیماً تولید می‌کنند، ممکن است عوامل سنجش جهت جبران انقباض در کستینگ تحمیل شوند. علاوه بر صرفه جویی در وقت، روند PR/DAC نیز ذاتاً تکرارپذیر می‌شود، که شاید تنوع اپراتور را از بین ببرد و کنترل کیفیت را در لابراتوار دندانسازی بهبود بخشد. مقاله حاضر گزارشی از تحقیق و تفحص در خصوص کاربرد روش های DAC و PR برای نقشه برداری و طراحی با استفاده از نرم افزار مناسب DAC است. همچنین در مورد استفاده از فن آوری های PR برای ساخت مدل حذف کننده جهت کستینگ فریم کروم کبالت بحث و گفتگویی کند.



تصویر 2b

تصویر 2a

تصویر 2b

تصویر 2a

{ ۲ مواد و روش ها }

۱-۲ اسکن سه بعدی:

با استفاده از یک دیجیتالیزاتور نورسفید، یک اسکن سه بعدی از کست دندان بی‌دندان بیمار نیمه بی‌دندان گرفته شد (Comet ۲۵۰ و Steinbichler Opto-technik GmbH, Neubeuern, Germany). این نوع خاص اسکن در کاربردهای مهندسی با دقت بالا استفاده می‌شود و در تکنولوژی فک و صورت مورد استفاده قرار گرفته است (۹). برای جمع‌آوری داده‌های مجموعه مراحل با استفاده از نرم‌افزار Polyworks از اسکن‌های متعدد هم‌پوشان استفاده شد (InnovMetric Software Inc., Quebec, Canada). نرم‌افزار Spider (Alias-Wavefront Inc., Toronto, Ontario, Canada) برای تولید فایل مدل زبان سه بعدی استاندارد (STL) چند سطحی استفاده شد که می‌تواند به هر تعداد از بسته‌های نرم‌افزاری CAD (به کار رفته در این تحقیق) وارد شود (C. R. Manners, 1993, 'STL file preformat' available on request from 3D Systems Inc., Valencia, California, USA).

۲-۲ نرم‌افزار CAD فریم پروتز پارسیل

متحرک

پکیج CAD مورد استفاده در این مطالعه به این دلیل انتخاب شد که با طراحی اشکال دلخواه پیچیده که هنگام طراحی لوازم و اسبابی که باید متناسب با آناتومی بدن باشد، به خوبی مطابقت می‌کند. این نرم‌افزار دارای ابزاری شبیه به ابزار مجسمه‌سازی است به طوری که تکنسین‌های مشغول کاربرد لابراتوارهای دندانسازی را قادر به انجام کار با آنها می‌کند (FreeForm® Sensable Technologies, Inc., Woburn, Massachusetts, USA). این نرم‌افزار دارای یک رابط لمسی است که

تمام موقعیت‌ها در فضای سه بعدی را در برمی‌گیرد و مجاز به چرخش و حرکت انتقالی در تمام محورها است و حرکت دست را به محیط مجازی منتقل می‌کند. (تصویر ۱)

(Phantom® Desktop haptic interface; Sensable Technologies Inc.).

ترکیب ابزار و حس بازخورد نیرو مقلد کاربردی شی است که طراحی اشکال و تغییر به شیوه دلخواه را در آنها امکان‌پذیر می‌کند.

به اشیاء در حال طراحی و یا طراحی شده به عنوان سفال مجازی اشاره می‌شود، که قابل چرخش است و از هر زاویه‌ای بر روی صفحه نمایش دیده می‌شود. موقعیت کست "مثبت" مانع اصلاح ناخواسته مدل می‌شود، اما امکان اضافه شدن و نسخه برداری "سفال" را به مدل فراهم می‌کند.



تصویر ۱- قلم فانتوم®

۳-۲ نقشه برداری

برای شناسایی ویژگی‌های دندانی کارآمد جهت حفظ طراحی RPD در حفره دهان به طور موثر عمل نقشه برداری در لابراتوارهای دندانسازی انجام می‌شود. نواحی مشخص شده برای آندرکات روی دندان‌ها و بافت نرم بیمار

نمایش داده می‌شود. این کار مشابه آنالیز طرح تولیدی برای پیدا کردن خط تقسیم در قالب دو تکه ای است. نرم‌افزار CAD مورد استفاده در این مطالعه فانکشن اتوماتیک "خط جداسازی" دارد که برای ترسیم رو و پشت سطوح صورت و نواحی مشخص آندرکات در رنگ‌های متفاوت از مدل کست مثبت به کار گرفته می‌شود. این کار مطابق با تکنیک فیزیکی خطوط نقشه برداری برای شناسایی و علامت گذاری نواحی پیازی شکل دندان با مداد است (در تصویر 2a برجسته شده است). برای گزینش بهترین مسیرنشست پروتز و نقاط ممکن برای انتهای کلاسه‌پ فعال و مدل چرخشی آندرکات‌ها ارزیابی شدند. تصاویر 2a,b مقایسه بصری از لحاظ فیزیکی بین کست تحقیقی و کست تحقیقی مشابه با استفاده از نرم‌افزار را نشان می‌دهد.

۴-۲ حذف آندرکات ناخواسته

هنگام ساخت یک RPD اکثر آندرکات‌ها حذف شده به طوری که فریم قادر است به راحتی نشست و برخاست داشته باشد. فایل STL کست چرخشی وارد شیوه FreeForm® می‌شود، اما این بار با استفاده از روش اکستروژن به سطح، وقتی که کست از بالا مشاهده شد، کاملاً حالت گرفته بود و با فاصله تعریف شده برای کاربرد قالب خارج شد. آندرکات‌ها حذف شده و با زیر سطوح عمودی (تصاویر 3a,b) جایگزین شدند. شکل ۳ (a) نواحی تیره رنگ نشان دهنده آندرکات‌ها هستند. (b) آندرکات‌ها حذف شده و سطوح عمودی جایگزین می‌شود.

۵-۲ شناسایی آندرکات‌های موثر

برای اندازه‌گیری فاصله بین کست مدل اصلی و نسخه‌ای که آندرکات‌های آن حذف شده ابزار خط کش FreeForm مورد استفاده قرار گرفت. برای استفاده از آندرکات‌های موثر در مراحل طراحی آنها را با ترسیم خط علامت گذاری کردند. پروتزهای پارسیل متحرک با استفاده از کلاسه‌پ‌های انعطاف‌پذیر جایگاه محکمی برای نواحی بی‌دندان موجود ایجاد کردند. اجزای کلاسه‌پ RPD در تماس اولیه

چهار شیوه نمونه سازی سریع با یکدیگر مقایسه شدند:

stereolithography (SL) (3D Systems Inc., Valencia, California, USA)
ThermoJet® (3D Systems Inc.)
SolidScape® T66 (SolidScape Inc., Merrimack, New Hampshire, USA)
Perfactory® (Envisiontec GmbH, Marl, Germany)

دو نوع از رزین های SL مقایسه شدند:

DSM Somos® 10110 (Water-clear™, New Castle, Delaware, USA)
Accura™ Amethyst® (3D Systems Inc.)

هر دو الگوی SL از پلیمر مبتنی بر اپوکسی بودند، ThermoJet از پلیمر مومی با درجه TJA88، SolidScape® از جنس ترموپلاستیک نرم و Perfactory® نیز از پلیمر آکریلیت بیس بودند. الگوهای Waterclear™ و ThermoJet در مرکز ملی تحقیقی طراحی و توسعه محصول، Cardiff ساخته شدند و سایر الگوها نیز توسط عرضه کنندگان خارجی ساخته شدند. در صنعت جواهرات سازی از مواد Amethyst® و SolidScape® و Perfactory® برای تولید الگوهای حذف کننده استفاده می شود.

۹،۲- مقایسه الگوی

از چهار روند RP مقایسه شده در این مطالعه، روند SL مناسب ترین الگوها را ارائه می دهد. الگوهای تولیدی از روش SL دقیق و قوی بودند و پالیش قابل قبولی داشتند و نیازی به تمیزکاری و پالیش نسبتاً طولانی برای حذف ساختارهای پشتیبان نداشتند. آماده سازی

در تصویر ۵)، بارلینگوال (c در تصویر ۵)،

لاین آکریلی (d در تصویر ۵)، و کلاسپ

های غیر فعال (e در تصویر ۵)

برای ایجاد منحنی مستقیم روی سطح کست از ابزار طراحی استفاده شد. اینها مرکز پروفایل فریم را شکل دادند (تصویر ۶). برای تعیین و ایجاد ابعاد مقطعی بیضی و مربعی دقیق روی سفال از ابزار شیرازن استفاده شد.

۳،۷،۲- پلیت های راهنما (f در تصویر ۵)

روش ایجاد پلیت راهنما مشابه شیوه ریلیف است. همچنین برای ساخت مناطق پلیت و ترکیب آنها بر روی بخش فریم نیز ابزار "جذبی" و "محوکننده" به کار گرفته شد.

۴،۷،۲- پالیش

ابزارهای "صاف کننده"، "جذبی" و ابزار "محوکننده" برای ترکیب اجزاء با یکدیگر مورد استفاده قرار گرفتند. کست "مثبت" حذف می شود که به عنوان یک ابزار برش Boolean کار می کند.

۵،۷،۲- کلاسپ های فعال

کلاسپ ها به همان شیوه ای که بخش های غیر قابل انعطاف فریم طراحی شده بودند آماده شدند، اما با یک تفاوت و آن اینکه از کست "مثبت" آندرکات شده استفاده کردند. خطوط ساختاری به نقطه اختتامی که قبلاً در مرحله اندازه گیری آندرکات علامت گذاری شده بود متصل شد. کست مثبت حذف شد و کلاسپ ها را آزاد کرد. این کلاسپ ها به فریم اصلی متصل شدند. تصویر ۷ طراحی مجازی نهایی را نشان می دهد. کل فریم به فایل STL ارسال شد.

۸،۲- ساخت الگو

هنگام نشست و حذف باز هستند و به جایگاه اصلی خود در اندرکات هنگام نشست نهایی بازمی گردند.

۶،۲- ایجاد ریلیف

نواحی بی دندان فضایی را برای ممانعت فریم از رستینگ روی سطوح بافت نرم نیاز دارند که ریلیف نام دارد. ریلیف با انتخاب و کپی ناحیه ای از کست با آندرکاتهای حذف شده ایجاد شد و سپس این فاصله به سمت بیرون تا اندازه ۱ میلی متر متعادل شد. نتایج این روند در تصویر ۴ مشخص می شود. مدل اصلاحی تحت عنوان فایل STL ذخیره شد و سپس برای اجتناب از اصلاح ناخواسته در طول مراحل بعدی طراحی RPD با استفاده از موقعیت کست مثبت مجدداً وارد می شود.

۷،۲- طراحی فریم

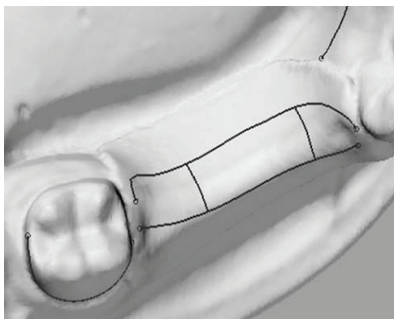
طراحی RPD به کار گرفته شده در این مطالعه بر اساس روش های به رسمیت شناخته شده فن آوری دندان با تاکید بر سادگی، زیبایی شناسی و آسایش بیمار است. ۱۰ برخی از ویژگی های کلیدی طراحی مشخص شده در تصویر شماره ۵ خلاصه شده است. کل فریم روی کست مثبت آزاد دارای آندرکات های حذف شده، به استثنای اجزای کلاسپ طراحی شده است. کلاسپ ها برای فانکشن از آندرکات ها استفاده می کنند. تکنیک های زیر در طراحی فریم مورد استفاده قرار گرفت.

۱،۷،۲- رست های اکلوزالی (a در تصویر ۵)

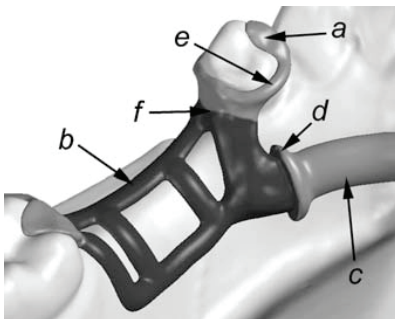
برای ایجاد قطعاتی از سفال جهت کپی برداری و قرارگیری آن بر روی دندان ترکیبی از طراحی دو بعدی و سه بعدی و ابزار های دستکاری مورد استفاده قرار گرفت.

۲،۷،۲- فریم ریتنشن از جنس پلیمر (b)

تصویر ۶ منحنی های ساختار

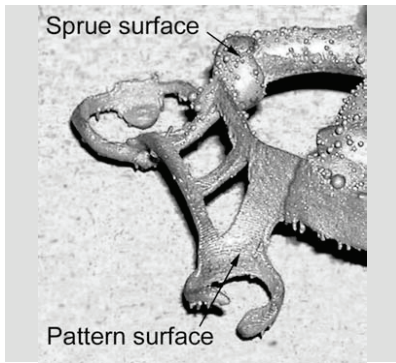


تصویر ۵ ویژگی های اصلی طرح: a، رست اکلوزالی؛ b، فریم گیر پلیمری؛ c، بارلینگوال؛ d، لاین آکریلی؛ e، کلاسپ های غیر فعال؛ f، پلیت راهنما

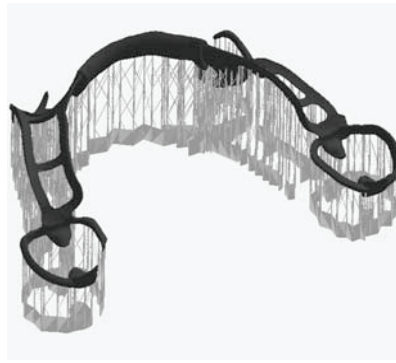


تصویر ۴ نواحی بی دندان با رنگ روشن تر روی کست تیره نشان داده شده است.

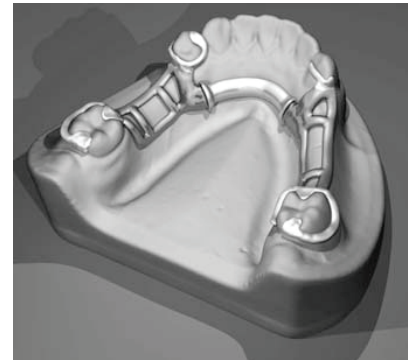




تصویر ۹ سطوح کست مدل tsyhtema پالیش نشده



تصویر ۸ سازه سایورث کننده در raeythgiL



تصویر ۷ طراحی کامل mroFeerF®

{۴- نتایج}

۱،۴- ارزیابی فریم های پروتز پارسیل

متحرک

با کمال تعجب بررسی دقت و صحت اندازه فریم پروتز پارسیل متحرک کمتر مورد بحث قرار گرفته است (۱۱ و ۱۳) و محققان به طور معمول بر همان ارزیابی حدودا ذهنی دندانپزشکان مبنی بر چفت بودن فریم RPD در دهان بیماران تکیه می کنند

به عنوان مثال، رست های اکلوزالی برای تشخیص اینکه آیا حرکت وجود دارد یا خیر تحت فشار قرار گرفتند، تماس و سازگاری کلاسپ ها با دندان ها و سطح آلیاژها برای عدم وجود نقص قابل مشاهده بررسی شد^{۱۴}.

۲،۴- منبع خطاء

خطا ممکن است در تمام جنبه های تکنولوژی دندانپزشکی رخ بدهد که آیا قالب اصلی بیمار و بافت های اطراف آن ضعیف بودند و یا کست ریخته شده از این قالب دارای اشکال بوده است. هدف بسیاری از این مطالعات ارزیابی این خطا بوده است. اگرچه با وجود فقدان فناوری اسکن داخل دهانی مناسب، کاربرد CAD/CAM در این زمینه وابسته به مدل دندانی است. گذشته از خطای انسانی در تفسیر دستورالعمل های دندان پزشکی یا در طرح فریم، پذیرش تکنولوژی های CAD/CAM و RP ممکن است چندین روند را متحمل شود که شاید خطایی بین طرح نظری و آیتیم ساخته شده نهایی به وجود آورد. در اکثر موارد تاثیر این روندها تجمع تولرانس (خطاهای مجاز) در هر مرحله این فناوری است. با این وجود، مراقبت و مهارت خاص احتمالا دقت این تکنیک های کامپیوتری را تحت تاثیر قرار می دهد. جدول ۱ مراحل بررسی این روند را نشان می دهد و نمایانگر خطاهای اسمی مرتبط با فناوری های گوناگون است. تجمع این خطاهای مجاز منجر به حداکثر خطای می شود که می توان از نتایج این تکنولوژی انتظار داشت. از آنجا که سطح مهارت انسانی و خطا با معیارهای

عددی قابل محاسبه نیست در اینجا بررسی نمی شود. و از آنجایی که هدف این تحقیق بررسی کاربردهای تکنولوژی CAD/CAM و RP است، بهتر است که برای شفاف سازی سهم بالقوه آنها در بروز خطا در RPD نهایی سعی و تلاش شود. تولرانس های بکار رفته در این جدول ارقام اسمی و معمولی را نمایش می دهد که توسط سازندگان نقل شده و یا پارامترهای موجود در نرم افزار است.

۳،۴- تجزیه و تحلیل خطاء

دستیابی به یک تحقیق تجزیه و تحلیلی کمی مفصل این خطا در این نرم افزار دشوار است. ماهیت های این ابزارها به گونه ای است که آنها در فرم پیچیده هستند و داده های مناسب و یا سطوح مرجع ایجاد نمی کنند. بعلاوه این ابزار برای تک تک بیماران است. بنابراین انجام تجزیه و تحلیل آماری مکرر از مجموعه تولیدات و یا در ساخت انبوه عملی نیست. ارزیابی دقت RPD با استفاده از آزمون سازگاری این وسیله با مدل مورد مطالعه و سپس سازگاری آن با دهان بیمار عملی طبیعی است. در این مطالعه تکنسین واجد شرایط ماهر و با تجربه فریم RPD ساخته شده را از لحاظ تناسب و سازگاری با دهان بیمار بررسی نموده و آنها با فریم های ساخت تکنسین های متخصص مقایسه نموده است. پارامترهای تنظیم شده در نرم افزار که اغلب توسط خود کاربر انتخاب می شوند، معمولاً با



درروش ThermoJet® ساده تر و سریع تر از روش SL بود و هردو روند ThermoJet® و Solidscape® الگوهای دقیق ایجاد کردند که حداقل میزان پالیش را نیاز دارد. اگرچه این الگوهای مومی بودند، اما بسیار شکننده بوده و کست نمی شدند. الگوی تولیدی از شیوه Perfactory سطح بسیار صاف و نرم دارد، اما همچنان بسیار انعطاف پذیر بوده و هنگام کار به راحتی کج شدند.

{۳- کستینگ}

الگوهای SL و Perfactory بدون استفاده از یک کست دیرگداز به صورت آلیاژ کروم کبالت ریخته شد. چرخه آرام حرارتی ملد برای جلوگیری از ترک خوردگی مورد استفاده قرار گرفت. تصویر ۹ سطوح کست مدل SL Amethyst پالیش نشده را نشان می دهد. این تصویر نمایانگر آن است که حباب های هوا در روندهای کستینگ به سطح الگو نمی چسبند. اثبات شده است که با توجه به بخش های نازک فریم افزودن زوائد در کست های حاصل از الگوهای SL و Perfactory® دشوار است. برای بهبود عمل کستینگ، طراحی در شیوه FreeForm® ضخیم شده و الگوهای SL تجدید نظر شده تولید و کست شدند. این کار استحکام الگو قابلیت اطمینان کستینگ را بهبود می بخشد.

۱،۳- پالیش

کست های تولیدی از الگوی نازک Amethyst و الگوی ضخیم تر Waterclear™ پالیش و اندازه آن با کست اصلی متناسب شدند. این کست ها بررسی و رضایت بخشی آنها مورد ارزیابی قرار گرفت. تصویر ۱۰ فریم پروتز پارسیل متحرک پالیش شده را به طور واضح نمایش می دهد که کست آن از مدل Waterclear™ SLA - ۲۵۰ است.

تصویر ۱۰ - فریم نهایی

Table 1 Sources of error and tolerances for the steps in the investigated process

Process step	Source of error	Tolerance
Impression taking	Human/skill level	No value
Casting study model	Human/skill level	No value
Optical scanning of study model	Scanner	±0.050 mm
Creating polygon computer model from point cloud data	Software	±0.050 mm
Import into CAD software	Software	0.000 mm
Design in CAD software	Software	±0.001 mm
Export of CAD data in STL file format	Software	±0.010 mm
Physical manufacture using RP process (e.g. SL)	RP machine	±0.100 mm
Removal of RP pattern from machine, cleaning, and support removal	Human/skill level	No value
Preparation for casting, adding sprue, and runner	Human/skill level	No value
Casting	Material used	±0.100 mm
Removing casting sprue and runner	Human/skill level	No value
Surface preparation and polishing	Human/skill level	No value
Total		±0.311 mm

6. Duret, F., Preston, J., and Duret, B. Performance of CAD/CAM crown restorations. *J. Calif. Dent. Assoc.*, 1996, 9(9), 64–71.

7. Williams, R., Bibb, R., and Rafik, T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J. Prosthetic Dentistry*, 2004, 91(1), 85–88.

8. Williams, R., Eggbeer, D., and Bibb, R. CAD/CAM in the fabrication of removable partial denture frameworks: A virtual method of surveying 3-dimensionally scanned dental casts. *Quintessence J. Dent. Technol.*, 2004, 2(3), 268–276.

9. Bibb, R., Freeman, P., Brown, R., Sugar, A., Evans, P., and Bocca, A. An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H: J. Engineering in Medicine*, 2000, 214, 589–594.

10. Budtz-Jorgensen, E. and Bocet, G. Alternate framework designs for removable partial dentures. *J. Prosthetic Dentistry*, 1998, 80, 58–66.

11. Ali, M., Narin, R. I., Sherriff, M., and Waters, N. E. The distortion of cast cobalt-chromium alloy partial denture framework fitted to a working cast. *J. Prosthetic Dentistry*, 1997, 78(4), 419–424.

12. Stern, M. A., Brudvik, J. S., and Frank, R. P. Clinical evaluation of removable partial denture rest seat adaptation. *J. Prosthetic Dentistry*, 1985, 53(5), 658–662.

13. Murray, M. D. and Dyson, J. E. A study of the clinical fit of cast cobalt-chromium clasps. *J. Dentistry*, 1988, 16(3), 135–139.

14. Barsby, M. J. and Schwaz, W. D. The qualitative assessment of cobalt-chromium casting for partial dentures. *Br. Dent. J.*, March 1989, 166, 211–216.

استفاده از سیستم CAD دسترسی به فناوری جدید نمونه سازی سریع (RP) را ممکن می سازد که مستقیماً بخش های آلیاژی فلزی شامل کروم کبالت و فولاد ضد زنگ را بسازند. احتمال حذف ساخت الگوی حذف کننده و مرحله کستینگ در مطالعات بعدی بررسی خواهد شد. معرفی طراحی دیجیتالی و تولید سریع نمونه اولیه به صورت فعلی تغییر مهمی در زمینه دندان پزشکی ایجاد کرد و بعید است که به زودی اتفاق بیافتد. تا کنون مطالعات نحوه عملکرد CAD و RP را نشان داده و برخی از اصول را ارائه نموده اند. مزایای احتمالی آن در آینده، کمبودها و نواقص موجود نیز مورد بحث قرار گرفته است.

{ ۶- منابع }

- Hughes, C. W., Page, K., Bibb, R., Taylor, J., and Revington, P. The custom-made titanium orbital floor prosthesis in reconstruction for orbital floor fractures. *Br. J. Oral Maxillofacial Surg.*, 2003, 41, 50–53.
- Bibb, R. and Brown, R. The application of computer aided product development techniques in medical modeling. *Biomed. Sci. Instrum.*, 2000, 36, 319–324.
- Mitsuhiro, T., Nobuhiro, N., Koichiro, I., et al. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. *J. Prosthodontics*, 2004, 13(3), 179–183.
- Willer, J., Rossbach, A., and Weber, H. P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J. Prosthetic Dentistry*, 1998, 80(3), 346–353.
- Van der Zel, J., Vlaar, S., de Ruitter, W., and Davidson, C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full ceramic crowns. *J. Prosthetic Dentistry*, 2001, 85, 261–267.

فراکسیون های بسیار کوچکتر از یک میلی متر تعیین می شود، اما ممکن است در تمام شرایط عملی نادیده گرفته شود. احتمالاً در مرحله اسکن نوری و مرحله تولید RP خطاهای قابل توجهی رخ می دهد. تجربیات گسترده به دست آمده در این سال ها حاکی از آن است که این ارقام غالباً از کاربردهای صنعتی این فناوری ها به دست آمده است. تاثیر فزاینده این تولرانس ها submillimetre باقی می ماند و به احتمال زیاد معادل با و یا کوچکتر از خطای انسانی معمول در لابراتوار است.

{ ۵- نتیجه گیری }

مراحل طراحی این تکنیک متکی برداشتن اسکن سه بعدی بسیار دقیق از کست بیمار و آگاهی از طرح فریم RPD و تکنیک های CAD است. این بدان معنی است که زمان صرف شده برای تولید الگوهای قابل ریختن با استفاده از این فناوری قابل توجه است، اما با مهارت و تمرین این زمان بسیار کاهش می یابد. مناسب ترین روند RP در مرحله اول بادقت و استحکام بخش مورد نظر تعیین شد. الگوهای ThermoJet® و SolidScape® اگرچه دقیق هستند، اما بیش از حد شکننده بوده و به همین دلیل برای فعالیت های اسپروینگ و کستینگ مناسب نیستند. اگرچه کست الگوی Perfactory خوب است اما به دلیل انحراف تحمیلی روی الگوی انعطاف پذیر ضمن کاردقت کافی ندارد. دستکاری الگوهای سخت تر SL آسان و دقیق است و نتایج رضایت بخشی دارد. لایه نمایان تحت تاثیر مراحل RP پس از پالیش واضح نبود و تفاوت بین الگوهای SLA-۲۵۰ استاندارد و دارای وضوح بالا قابل اغماض بود. این تکنیک های پذیرفته شده و شرح داده شده فوق مرحله سیرفریم های ماشینی پروتز پارسیل متحرک را مختصراً توضیح دادند و به بسیاری از پیشرفت های امکان پذیر قابل دسترسی در آینده اشاره نمودند.

شرکت بازرگانی سرمد طب پرن

شماره ثبت ۳۸۷۲۲۴

با سلام و با عنایت ایزد منان

مدیریت شرکت بازرگانی سرمد طب پرن مفتخر است به استحضار همکاران گرامی ، کلیه پروتزها و لابراتوار داران محترم ، در سراسر کشور برساند که در امر واردات ، فروش اجناس مطلوب لابراتواری و با توجه به تجربه چندین ساله در ساخت پرتهای ثابت متحرک با استفاده از آخرین تکنولوژی و نانوتکنولوژی روز دنیا با نظارت دقیق و مستمر ، اقدام به وادرات مواد مصرفی لابراتواری با کیفیت و قیمت های قابل رقابت که دو وجه تمایز مهم با دیگر نمونه های موجود در کشور شده است را بنماید . بدیهی است جهت آشنایی شما عزیزان لیست اقلام فوق به حضورتان معرفی می گردد و امید است با راهنمایی و رهنمود های خود این شرکت را در جهت پیشبرد اهداف یاری فرمایید .

با سپاس
مرکز آپادای



کج پرسلن

کج پرسلن

Email : sarmadteb.co@gmail.com

آدرس مرکز پخش :

خیابان آزادی ، بین جمالزاده و اسکندری ، خیابان شهید زارع ، جنب پاساژ کاوه ، مجتمع تجاری دندان بان ، شماره ۱۴

تلفن : ۰۲۱ - ۶۶۹۰۵۲۷۹ تلفکس : ۰۲۱ - ۸۸۳۳۶۲۷۹ تلفن همراه : ۰۹۱۲ - ۳۴۳ ۷۹ ۱۵



لابراتوار تخصصی پروتزهای دندانی

قانع

فول پرسلن

IPS

و انواع لمینت

زیرکونیا و CAD/CAM



Labdental.ghane@yahoo.com



موبایل: ۰۹۱۲۱۰۱۳۵۴۰

ثابت: ۰۲۱۷۷۳۴۰۶۳۳

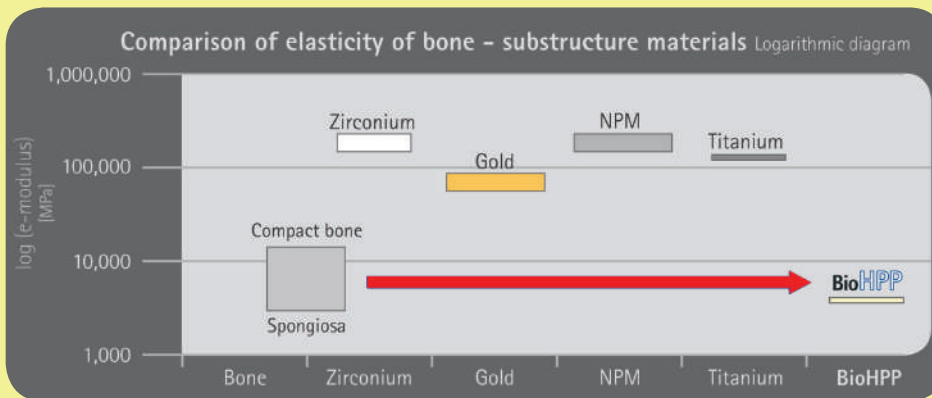
تهرانپارس.انتهای بزرگراه رسالت

BioHPP دستاورد امروز، نیاز فردا
Metal-Free Biocompatible Solutions for Tomorrow

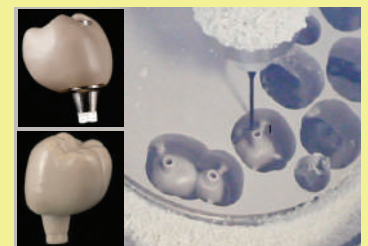
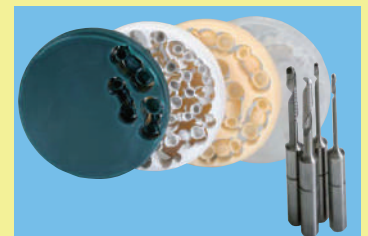
BioHPP ماده‌ای با ساختار مشابه استخوان

The way to the future with for **2** press BioHPP

BioHPP-The new class of materials like bone



نمودار مقایسه الاستیسیته BioHPP و دیگر مواد پروتزهای دندانی با استخوان



امتیازات

- biocompatible و عدم تحریک لثه
- وزن سبک و رنگ دندان (سابقه استفاده ۲۰ ساله در پزشکی)
- باندینگ فوق العاده با سیستم visio.lign (نانوسرامیک)
- باندینگ فوق العاده با انواع سرامیک
- انجام ترمیم‌ها بعد از ساخت پروتز در مطب
- عدم انتقال دما و جریان‌های الکترومغناطیسی

کاربرد

- استفاده در ساخت انواع پروتزهای ثابت، انواع کرون، بریج بدون محدودیت تعداد واحد (با دو پوتتیک)
- اباتمنت‌های اختصاصی (individual abutment)
- انواع فول کرون
- انواع overdenture
- انواع اتچمنت

تکنیک ساخت

سیستم‌های پرس و انواع Cad/cam



visio.lign

Clear shapes &
absolute stability



learn more >

روش ساده برای خلق لبخندی زیبا

visio.lign System، سیستمی نانوسرامیکی-کامپوزیتی است که برای ساخت انواع پروتزهای فیکس متکی بر ایمپلنت و بدون ایمپلنت، پروتزهای هیبرید و لامینیت های بدون تراش و همراه با تراش کاربرد دارد. این سیستم دارای باندینگ فوق العاده برای انواع فریم های فلزی، زیرکونیوم و سرامیکی است.

سیستم **visio.lign Veneering** شامل موارد زیر است

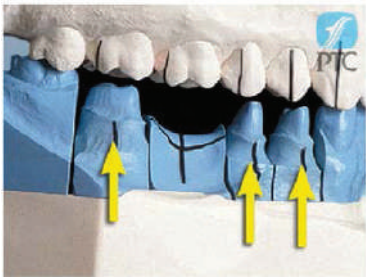


- ونیرهای نانوسرامیکی آناتومیک خلفی و قدامی (novo.lign) در اندازه های مختلف و رنگ های منطبق با ویتا
- دست دندان (neo.lign) کامپوزیتی-سرامیکی multi functional
- کامپوزیت سرامیکی (crea.lign) در رنگ های اوپک، دتین (منطبق با ویتا) و رنگ لثه جهت لاینرینگ و همانندسازی
- سیمان دوال کیور جهت فیکس کردن و چسباندن ونیرهای visio.lign بر روی انواندیمگاف فریم های فلزی، زیرکونیوم و سرامیکی
- باندینگ MKZ، مخصوص باندینگ کامپوزیت بر روی فلز، زیرکونیوم و سرامیک
- باندینگ K-primer، مخصوص باندینگ کامپوزیت بر روی سرامیک

Bitadent bredent

Pictorial Dictionary

Abutment tooth



Pronunciation

Variation

Definition

A tooth that supports or retains a bridge or partial denture.

1. on a bridge, a prepared tooth to which the bridge is attached, whether it be full crown prep or inlay/only preps.
2. on a partial denture, a tooth which supports the denture with clasps or rests.

accelerator



Pronunciation

Ak-SEL-uh-ray-tur

Variation

Definition

An agent that speeds up a chemical reaction. a common use of an accelerator in dental technology is to shorten the setting time of adhesives.

Accentuate



Pronunciation

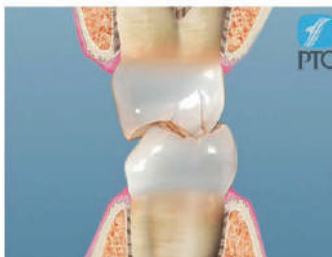
Ak-SENT-choo-ayt

Variation

Definition

1. to accent or emphasize.
2. to give prominence. we can accentuate an area by adding to it or by reducing the surrounding areas. the dental technician accentuates the areas which have prominence in natural teeth in order to make a restoration look natural.

Acquired centric occlusion



Pronunciation

Variation

Acquired centric, maximal intercuspal position, maximum interocclusal position, maximal intercuspation, interdigitated occlusion

Definition

The maximum occlusion of opposing teeth, regardless of condylar position.

گزارش تصویری حضور ماهنامه بین المللی دندانسازان حرفه ای در پنجاه و سومین کنگره بین المللی انجمن دندان پزشکی ایران



گفتگو با جناب آقای سرهنگ ضیایی دبیر انجمن صنفی تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی و آزمایشگاهی؛

دولت به فکر باشد تا مشکلات تولید کنندگان برطرف شود

می‌شود و به نسبت سالهای قبل تغییر چندانی نکرده اند اما در ایران به دلیل مشکلات ارزی، ریالی و اقتصادی قیمت تمام شده کالا بالا می‌رود و این امر به صادرات کالا نیز تأثیر منفی گذاشته است.

۶) جناب سرهنگ شما وارد کننده تجهیزات دندانپزشکی نیز هستید، آیا گران شدن ارز بر واردات کالا نیز تأثیر گذار بوده است؟

بله در مورد بعضی از مواد اولیه و بعضی از قطعاتی که الزامی باید وارد شوند. چون با ارز آزاد خریداری می‌شوند بر قیمت کالا تأثیر می‌گذارد و مصرف کننده باید با قیمت بالایی آنها را خریداری کند، این مسئله به خصوص در مورد کالاهایی صادق است که در داخل تولید نمی‌شوند و صرفاً وارد می‌شوند و همچنین این قبیل کالاها دارای هزینه خدمات پس از فروش خیلی بالایی هستند که مراکز درمانی به سختی می‌توانند از عهده آن برآیند.

۷) آیا تاکنون تولید کنندگان از دولت کمک‌های مالی دریافت کرده‌اند؟

متأسفانه تاکنون دولت هیچگونه کمک مالی به تولید کنندگان نکرده است و تولید کنندگان بسیار با مشکلات مالی روبرو هستند. ما برای ۵۰ کارخانه عضو انجمن از وزارت صنایع درخواست وام کرده ایم اما هنوز کمکی دریافت نکرده ایم ما حدود ۱۹۰ شرکت هستیم که شاید چند تا از اعضا به تعداد انگشتان دست کمک‌هایی دریافت کرده باشند، اما بقیه باز هم مشکل دارند. دولت باید کمک کند و تسهیلات بانکی با سود کم به تولید کنندگان بدهد. کارخانه‌ها نیاز به کمک‌هایی از قبیل سرمایه در گردش، مشارکت و ... از سوی بانک‌ها دارند تا بتوانند سر پا باشند.

۸) جناب سرهنگ ضمن تشکر از جناب عالی، برای زمانی که در اختیارمان قرار دادید،

در پایان اگر صحبتی دارید بفرمایید. تشکر می‌کنم از شما که مشکلات تولید کنندگان را به گوش مسئولین و مردم می‌رسانید و در پایان باید بگویم وزارت بهداشت، وزارت صنعت و معدن، تجارت و سایر مسئولین و دست اندرکاران باید به فکر باشند تا مشکلات مردم در امر سلامت کشور برطرف شود.

تهیه و تنظیم: مهندس الهه کبریایی

به مواد اولیه نیاز دارند که آن مواد اولیه نقش اساسی در تولید دارد، لذا با مشکلات ارزی به خصوص در واردات کالا مواجه شده‌اند، چون مواد اولیه باید با ارز آزاد وارد شود تا منجر به تولید کالا شود همچنین هزینه‌های حقوق و دستمزد کارگران و متخصصین هزینه‌های سربار، هزینه‌های مالیات، دارایی، بیمه انرژی-انواع عوارض که این هزینه‌ها برای یک کارخانه تولیدی سرسام آور شده‌اند. درست است که وزارت کار میزان حقوق را برای کارگران تعیین کرده است اما با این شرایط گرانی جامعه، یک کارگر یا یک مهندس حاضر نمی‌شوند با حقوق وزارت کار، کار کنند و تولید کننده ناچار می‌شود با پرداخت‌های غیر مستقیم مانند پاداش و اضافه کار و ... این نیرو را حفظ کند تا بتواند همچنان تولید را ادامه دهد و این معضلات منجر به بالا رفتن سقف هزینه‌های تولید شده و قیمت تمام شده را بسیار بالا برده است. ولی در این شرایط تولید کنندگان دارند با مقاومت و ایستادگی نیاز داخلی را تأمین می‌کنند تا سلامت کشور حفظ شود. امیدواریم در آینده نزدیک دولت به کمک این قشر تولید کننده کند بیاید تا بتوانند سر پا بایستند.

۴) آیا تولیدات تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی، آزمایشگاهی به کشور‌های دیگر نیز صادر می‌شوند؟

شرکت‌هایی هستند که در زمینه تولیدات دندانپزشکی، یا تجهیزات پزشکی مثل مانی‌تورینگ قلب، تخت‌های بیمارستانی CCU و ICU و تخت عمل و سایر تجهیزات به ۲۵ تا ۳۰ کشور دنیا صادرات دارند. در این خصوص حدود ۸۰ کارخانه تولیدی دارای استانداردهای ملی و بین‌المللی مانند CE، ایزو و سایر استانداردها بین‌المللی هستند که به امر صادرات می‌پردازند.

۵) نوسانات نرخ ارز تأثیری بر صادرات کشور نیز داشته است یا خیر؟

همانطور که گفتیم چون هزینه‌های تولید و کارگری و برق و گاز و تلفن و غیره بر قیمت تمام شده کالا تأثیر می‌گذارد به طبع بر صادرات نیز تأثیر گذار می‌شود و قیمت تمام شده کالا به نسبت چند سال قبل خیلی بیشتر شده و کشورهایی مانند چین و کره با حداقل هزینه محصولاتشان را تولید می‌کنند و بازار صادرات ما را تحت تأثیر قرار می‌دهند، زیرا در این کشورها دولت به تولید کنندگان یارانه می‌دهد و قیمت تمام شده کالاهایشان خیلی پائین‌تر از ایران

با توجه به نوسانات نرخ ارز قیمت نهایی کالا نیز به طور چشمگیری افزایش یافته است، در این خصوص نزد سرهنگ ناصر ضیایی، دبیر انجمن تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی، آزمایشگاهی رفته ایم تا مشکلات تولید، صادرات را از زبان ایشان بشنویم.

۱) جناب سرهنگ ضیایی لطفاً ضمن معرفی خود بفرمایید سوابق جناب عالی در انجمن تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی، آزمایشگاهی چگونه است؟

من ناصر ضیایی مدیر عامل شرکت تولیدی بازرگانی ملورین تولید کننده بونیت و صندلی و تجهیزات دندانپزشکی هستم و در حال حاضر دبیر انجمن صنفی تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی، آزمایشگاهی هستم و مدت ۱۶ سال است که به عنوان عضو هیئت مدیره، دبیر، خزانه دار و یا بازرس در انجمن مشغول خدمت می‌باشم.

۲) جناب سرهنگ، ظرفیت موجود در تولید تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی، آزمایشگاهی در کشور به چه میزان است؟ آیا جوابگو نیاز داخلی هست یا خیر؟

حد اقل ۴۰۰ تا ۴۵۰ کارخانه تولید تجهیزات پزشکی، دندانپزشکی و آزمایشگاهی داریم که همه مشغول فعالیت هستند و واقعاً توانایی بالایی در تأمین نیازهای سلامت کشور دارند هم چنین جوابگوی کل نیازها و درخواست‌های مراکز درمانی، دانشگاه‌ها، بیمارستان‌ها، کلینیک‌ها و سایر مراکز درمانی سلامت کشور هستند. در قیاس با گذشته من در جنگ ایران و عراق حضور داشتم، جنگی که ما در حال حاضر با دشمنان نظام داریم از جنگی که با عراق داشتیم به مراتب بالاتر است زیرا این جنگ با سلامت مردم سر و کار دارد و با جنگ نرم می‌خواهند ما را از پای در آورند ولی تولید کنندگان ما در خط مقدم جبهه با تمامی توان کارشان را ادامه می‌دهند، از سوی دیگر دولت نیز باید به فکر باشد تا مشکلات تولید کنندگان برطرف شود.

۳) با توجه به نوسانات نرخ ارز تولید کنندگان با چه مشکلاتی مواجه هستند؟

با توجه به اینکه ارز گران شده هزینه‌های تولید نیز بالا رفته، به عنوان مثال بعضی از تولید کنندگان

چگونه کودکی چاق تحویل جامعه ندهیم!



پروانه کاظمی کارشناس تغذیه گفت: سالانه کودک خود را برای بررسی وزن نزد مشاور تغذیه ببرید تا ایشان، قد و وزن و BMI کودک شما را محاسبه کند.

وی افزود: میزان افزایش BMI یا صدک کودک در یکسال خصوصا اگر کودک بالای ۴ سال داشته باشد می تواند نشانه ای از ریسک ابتلا به چاقی برای او باشد.

وی تصریح کرد: از غذا برای تنبیه یا تشویق استفاده نکنید، ممکن است به صورت ناخواسته برای کنار آمدن با کودک به غذاهای خاصی مثل شکلات به عنوان تشویق یا تنبیه پناه ببرید به عنوان یک قانون کلی، غذا وسیله ای برای اصلاح کودکان به کار گرفته نمی شود.

وی خاطرنشان کرد: در مورد فواید ورزش برای بدن آن ها به غیر از کمک به کاهش وزن صحبت کنید مثلا بگویید ورزش سبب قوی شدن قلب، شش ها و عضلات شما می شود. وی ادامه داد: بسیاری از کودکان دچار اضافه وزن، با قد کشیدن و سبک زندگی سالم به وزن طبیعی خود می رسند، پس صبور باشید.

نکته:

به خاطر داشته باشید که وقتی بیش از حد مراقب عادات غذایی کودک و وزن او هستید ممکن است نتیجه معکوسی داشته باشد و باعث شود تا کودک بیشتر از قبل غذا بخورد یا این که بیشتر مستعد ابتلا به اختلالات غذایی باشد.

{منبع}

سایت باشگاه خبرنگاران

برگزاری دوره آموزشی پودرهای پرسنل اینشیاال در دانشکده دندانپزشکی اصفهان و گرگان



کارگاه آموزشی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه اصفهان

شرکت زرگون طب پارس، به مدیریت سرکار خانم صدیقی و به دنبال برنامه های آموزشی خود در دانشکده های دندان پزشکی؛ یک دوره آموزشی پودرهای پرسنل اینشیاال توسط آقای احسان حماده در دانشکده های دندان پزشکی اصفهان و گرگان برگزار نمود؛ که مورد استقبال اساتید و رزیدنت ها و کارشناسان و تکنسین های پروتز و دانشجویان رشته های مذکور قرار گرفت.



کارگاه آموزشی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی گرگان



کارگاه آموزشی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی گرگان

از سرکار خانم ریحانه رفوفی خبرنگار افتخاری ماهنامه، بابت ارسال اخبار و تصاویر کارگاه آموزشی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی گرگان قدردانی می نمایم.

افزایش کارایی با استفاده از صندلی مناسب



شهرام صادقی متخصص طب فیزیکی گفت: یک صندلی خوب و مناسب برای افزایش راندمان کاری و جلوگیری از آسیب ها باید ویژگیهای زیر را داشته باشد.

وی افزود: صندلی خوب باید تا پشت شانه ها را بپوشاند و پشتی آن باید فیکس بوده و متحرک نباشد تا عضلات پشت بتوانند با تکیه بر آنها استراحت کنند زیرا اگر پشتی صندلی متحرک باشد عضلات پشت دائما در حال فعالیت هستند و نمی توانند استراحت کنند.

وی تصریح کرد: ارتفاع صندلی باید به گونه ای باشد که زانو از مفصل لگن بالاتر قرار گیرد.

وی خاطرنشان کرد: افرادی که قد کوتاهی دارند و زانو از مفصل لگن بالاتر قرار نمی گیرد بهتر است از یک چهار پایه یا زیرپایی استفاده کنند و یا به طور متناوب یک پا را روی پای دیگر بیندازند تا این مشکل برطرف گردد.

وی ادامه داد: هرچه پشتی صندلی طوری طراحی گردد که قوس کمتر در کمر وجود داشته باشد فشار کمتری به آن می آید. مشاهده شده بعضی افراد از یک بالشت برای پرکردن قوس کمر استفاده می کنند که بهتر است به جای آن از چهارپایه یا زیرپایی استفاده کنند.

{منبع}

سایت باشگاه خبرنگاران

((صفحه نیازمندیهای شما))

از این پس نیازمندیهای خوانندگان و مخاطبان ماهنامه، اعم از استخدام پرسنل یا خرید و فروش تجهیزات و سایر خدمات در این صفحه منعکس خواهد شد. جهت درج آگهی ها و نیازمندیهای خود در این صفحه از طریق شماره تماس ۰۲۱۶۶۹۱۴۲۹۱ با جناب آقای مهندس صبوری تماس حاصل فرمائید.

قالب ریز و وکساب کار ماهر نیازمندیم
حقوق توافقی با مزایای تأمین اجتماعی
(سلیمانی) ۰۹۱۲۳۹۹۵۴۰۸

وکسر و پودرگزار حرفه ای با سوابق
کاری مفید نیازمندیم
۰۲۱۶۶۹۱۳۹۴۲

رابطین ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای در استان‌ها

استان مازندران **جناب آقای بار علی بلارک / آدرس:** ساری، خیابان قارن، نیش کوچه اصان لو، ساختمان بهار، لابرآتوار دنتال سرامیک ساری / تلفن: ۰۱۵۱-۲۲۲۰۴۷۷ - ۰۱۵۱-۲۲۲۱۸۵۷ / همراه: ۰۹۱۱۱۵۱۰۰۴۸

استان گیلان **جناب آقای رضا یونس نژاد / آدرس:** رشت، خیابان مطهری، روبروی بانک سرمایه، ساختمان کاسپین، طبقه ۴، لابرآتوار پروتزه‌های دندانی یونس نژاد / همراه: ۰۹۱۱۳۹۲۳۸۰

استان گلستان **جناب آقای محسن مصدق / آدرس:** گرگان، خیابان سرخواجه، نیش کوچه نهم، لابرآتوار گرگان لبخند / تلفن: ۰۱۷۱-۲۲۳۰۱۱۸ - ۰۱۷۱-۲۲۶۴۲۰۶

استان خوزستان **جناب آقای اتابک / آدرس:** اهواز، خیابان خاقانی، بین نادری و کافی، نیش کوچه نجفی، ساختمان نوین طبقه اول، دندان سازی تخصصی نوین / تلفن: ۰۶۱۱-۲۲۳۴۰۴۷ - ۰۶۱۱-۹۱۶۳۱۵۵۱۴۴ / همراه:

استان کرمانشاه **جناب آقای عابد نقش بندی / آدرس:** شهرستان روانسر، زمین شهری، میدان انقلاب، دندان سازی نقش بندی / تلفن: ۰۹۱۸۳۳۳۱۴۷ / همراه:

استان کرمانشاه **جناب آقای رسول آقایان / آدرس:** کرمانشاه، خیابان دبیر اعظم، ساختمان دکتر زنگنه، واحد ۶، مطب دندان پزشکی دکتر اکبر خالصه، لابرآتوار دندان سازی آقایان / تلفن: ۰۸۳۱-۷۲۹۷۱۸۱ / همراه: ۰۹۱۸۳۳۱۲۷۳۲

استان آذربایجان غربی **جناب آقای یونس حسین پور / آدرس:** شهرستان شوط، خیابان ولیعصر شمالی، روبروی بانک سپه، پروتز دندان یونس حسین پور / تلفن: ۰۴۶۲-۳۲۲۲۹۹۳ / همراه: ۰۹۱۴۷۹۴۳۳۷۳ / ۰۹۱۴۳۶۲۳۳۷۳

استان همدان **جناب گودرز ظفری / آدرس:** همدان، خیابان بوعلی، سر پل یخچال، ساختمان خاتم الانبیاء، طبقه ۵ / تلفن: ۰۸۱۱۲۵۲۲۷۷۳

تهران (دانشکده دندان پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی) **جناب آقای ذبیح الله محبی / آدرس:** تهران، خ پاسداران، خ نیستان دهم، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی، طبقه سوم، لابرآتوار پارسیل / همراه: ۰۹۱۲۳۰۶۰۵۱۹

تهران (دانشکده دندان پزشکی دانشگاه شهید بهشتی) **جناب آقای محسن ترابی / آدرس:** تهران، بزرگراه شهید چمران، خ شهید یمنی، بلوار فضل... بلوار دانشجو، دانشکده دندانپزشکی شهید بهشتی

تهران (دانشکده دندانپزشکی دانشگاه تهران) **جناب آقای داود تقی زاده / آدرس:** تهران، انتهای کارگر شمالی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه تهران، بخش ثابت / همراه: ۰۹۱۹۲۳۵۱۶۱

شیراز (دانشکده دندانپزشکی شیراز) **جناب آقای ثریا نشان / آدرس:** شیراز، قم آباد، قصرالدشت، دانشکده دندانپزشکی شیراز / تلفن: ۰۶۲۶۲۱۹۳ - ۰۷۱۱-۶۲۶۲۱۹۳

استان فارس **جناب آقای مجید اسکروچی / آدرس:** شیراز، خ. فردوسی روبروی هتل تالار، دندانسازی مروارید / تلفن: ۰۷۱۱-۲۲۴۳۲۰۶ / ۰۷۱۱-۲۲۴۸۲۸۸

استان آذربایجان شرقی **جناب آقای شهریار عنصری / آدرس:** تبریز، ابتدای خیابان ۱۷ شهریور قدیم، جنب بانک صادرات، ساختمان دکتر رفیع زاده، طبقه پایین، لابرآتوار دندانپزشکی شهریار عنصری کدپستی: ۵۱۳۸۹۸۷۱۳۶ / تلفن: ۰۴۱۱-۵۵۶۳۸۴۸ / ۰۴۱۱-۵۵۴۳۶۳۰

استان مازندران **جناب آقای محمود اسدی / آدرس:** بابل، میدان کشوری، خیابان سرداران ۲، رو بروی ساختمان پزشکان روژین، دندانسازی اسدی / تلفن: ۰۹۱۱۳۱۳۲۰۶ / همراه: ۰۱۱۱-۲۲۸۹۱۰۳

استان لرستان **جناب آقای رضا قاسمی / آدرس:** شهرستان بروجرد، شهرک اندیشه، فاز ۳، کاج ۳، پلاک ۷، لابرآتوار دندانسازی مندیبل / تلفن: ۰۹۳۸۲۴۳۳۹۷۸ / همراه: ۰۶۶۲-۵۳۰۰۹۰۳



آموزش، پژوهش، خبری، تحلیل، اطلاع‌رسانی



نام مرکز:	نام خانوادگی:	نام:
تلفن:	صندوق پستی:	کد پستی:
ایمیل:	فکس:	همراه:
به حساب جاری ۴۱۳۵۴۵۵۸۸۸ نزد بانک ملت شعبه چهارراه نصرت پرداخت گردید.		مبلغ اشتراک طی فیش شماره
شش ماهه	از طریق ملت کارت شماره ۶۱۰۴۳۳۷۷۷۰۰۵۵۴۶۳ بنام نشریه دندان سازان حرفه ای پرداخت گردید.	
یکساله	به حساب نشریه دندان سازان حرفه ای پرداخت گردید.	از طریق اینترنت به شماره تراکنش
تاریخ و امضاء:	شروع اشتراک از شماره:	

اشتراک شش ماهه با پست سفارشی ۳۰۰،۰۰۰ ریال
اشتراک یکساله با پست سفارشی ۵۰۰،۰۰۰ ریال
اشتراک یکساله بین المللی \$75

تلفن: ۰۲۱-۶۶۹۱۴۲۹۱ - ۰۲۱-۶۶۴۳۸۷۲۹
فکس: ۰۲۱-۶۶۴۳۸۷۲۹
نشانی پستی: تهران، صندوق پستی ۶۳۶-۱۴۱۸۵
ایمیل: p d t . m a g @ g m a i l . c o m
وبسایت: www.prodentalmag.com

لابراتوار اختصاصی پروتزهای تمام سرامیکی

امیر گلدوز



● مجهز به سیستم cad/cam جهت ساخت روکشهای زیرکونیا

● لمینیت - ژاکت کرون - اینله و آنله تمام سرامیکی

تهران، خیابان کریمخان، میدان سنایی، جنب خشکشویی مدبر، پلاک ۶۱، طبقه ۴، واحد ۴.۸

۰۹۱۲۳۷۷۲۶۱۲

۰۲۱ - ۸۸۳۲۱۳۰۰

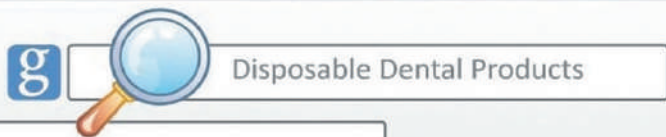
تلفن: ۰۲۱ - ۸۸۳۲۰۶۲۶



به فروشگاه تکسان آنلاین خوش آمدید!



File Edit View History Bookmark Tools Help



www.taksandent.com



انواع تری ها، سوند، آینه، سینی های یکبار مصرف، انواع روکش های نایلونی و الیافی (روکش یوار، ساکشن، یونیت) پیشبند های یکبار مصرف در ابعاد و رنگهای متنوع، استند های فرز آنکل و توربین، سر ساکشن، تابلو و پستر، وسایل زینتی جهت زیبایی مطب دندانپزشکان و مدها محصول دیگر...



تکسان، تولید و توزیع کننده کامل ترین مجموعه از تری ها و لوازم یکبار مصرف دندانپزشکی

از سایت ما بازدید فرموده و از مزایای خرید و ارسال رایگان محصولات تکسان بهره مند گردید.

تلفن تماس تهران: ۰۰۹۸) ۶۶۴۲۵۶۸۶ +۲۱ (۰۰۹۸) • ۰۰۹۸) ۶۶۴۳۸۷۰۷ +۲۱ (۰۰۹۸)



5. Conclusion

The design stages of this technique rely on having an accurate three-dimensional scan of a patient cast and an understanding of both RPD framework design and CAD techniques. This meant that the time taken to produce castable patterns using the technology described is considerable but would be significantly reduced with familiarity and practice.

The most suitable choice of RP process was determined primarily by accuracy and part strength. The ThermoJet® and Solidscape® patterns, although accurate, were too fragile and were therefore not suitable for the tasks associated with spruing and casting. Although the Perfactory® pattern cast well, the accuracy was poor because of distortion inflicted on the flexible pattern during handling. The stiffer patterns produced by SL were easy to handle, were accurate, and produced satisfactory results. The layer effect exhibited by all RP processes was not evident after finishing and the difference between the high-resolution and standard SLA-250 patterns was negligible.

The techniques undertaken and described above outline a stage in the development of machine-produced RPD frameworks and point to many possible advances that can be achieved in the future. The application of CAD would allow access to new RP technologies that build parts directly in metal alloys, including chromium-cobalt and stainless steel. Sacrificial pattern manufacture and casting may be eliminated all together. This will be explored in future studies.

The introduction of digital design and RP production into current practices would present a significant change in the field of dentistry and is unlikely to happen quickly. Studies so far have shown how CAD and RP may be applied and some principles have been developed and established. Possible future benefits and the potential shortfalls have also been discussed.

6. Acknowledgements

The authors would like thank Frank Cooper at the Jewellery Industry Innovation Centre in Birmingham, UK, who kindly supplied the Perfactory® and Solid scape® RP patterns and Kevin Liles at 3D Systems threeInc. who supplied the Amethyst™ RP pattern.

7. References

- Hughes, C. W., Page, K., Bibb, R., Taylor, J., and Revington, P. The custom-made titanium orbital floor prosthesis in reconstruction for orbital floor fractures. *Br. J. Oral Maxillofacial Surg.*, 2003, 41, 50–53.
- Bibb, R. and Brown, R. The application of computer aided product development techniques in medical modeling. *Biomed. Sci. Instrum.*, 2000, 36, 319–324.
- Mitsuhiro, T., Nobuhiro, N., Koichiro, I., et al. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. *J. Prosthodontics*, 2004, 13(3), 179–183.
- Willer, J., Rossbach, A., and Weber, H. P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J. Prosthetic Dentistry*, 1998, 80(3), 346–353.
- Van der Zel, J., Vlaar, S., de Ruiter, W., and Davidson, C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full ceramic crowns. *J. Prosthetic Dentistry*, 2001, 85, 261–267.
- Duret, F., Preston, J., and Duret, B. Performance of CAD/CAM crown restorations. *J. Calif. Dent. Assoc.*, 1996, 9(9), 64–71.
- Williams, R., Bibb, R., and Rafik, T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J. Prosthetic Dentistry*, 2004, 91(1), 85–88.
- Williams, R., Eggbeer, D., and Bibb, R. CAD/CAM in the fabrication of removable partial denture frameworks: A virtual method of surveying 3-dimensionally scanned dental casts. *Quintessence J. Dent. Technol.*, 2004, 2(3), 268–276.
- Bibb, R., Freeman, P., Brown, R., Sugar, A., Evans, P., and Bocca, A. An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H: J. Engineering in Medicine*, 2000, 214, 589–594.
- Budtz-Jorgensen, E. and Bocet, G. Alternate framework designs for removable partial dentures. *J. Prosthetic Dentistry*, 1998, 80, 58–66.
- Ali, M., Narin, R. I., Sherriff, M., and Waters, N. E. The distortion of cast cobalt-chromium alloy partial denture framework fitted to a working cast. *J. Prosthetic Dentistry*, 1997, 78(4), 419–424.
- Stern, M. A., Brudvik, J. S., and Frank, R. P. Clinical evaluation of removable partial denture rest seat adaptation. *J. Prosthetic Dentistry*, 1985, 53(5), 658–662.
- Murray, M. D. and Dyson, J. E. A study of the clinical fit of cast cobalt-chromium clasps. *J. Dentistry*, 1988, 16(3), 135–139.
- Barsby, M. J. and Schwaz, W. D. The qualitative assessment of cobalt-chromium casting for partial dentures. *Br. Dent. J.*, March 1989, 166, 211–216.



Fig. 10 The definitive framework

order to improve casting, the design was thickened in FreeForm® and revised SL patterns were produced and cast. This improved the pattern's strength and the casting reliability.

4.2. Sources of error

Error may be produced in all aspects of dental technology if the original impression of the patient's teeth and surrounding tissues is poorly taken or the cast produced from it badly made. Various studies have aimed to assess this error [12–14]. However, in the absence of an appropriate intra-oral scanning technology the application of CAD/CAM in dental technology depends on the dental model. Other than human error in the interpretation of the instructions of the dentist or in the design of the framework, the adoption of CAD/CAM and RP technologies may incur several processes that may contribute to error between the theoretical design and the final manufactured item. For the most part the effect of these processes will be an accumulation of tolerances at each technology stage. However, certain levels of care and skill may still affect the accuracy of these computer-controlled techniques.

The flow chart in Table 1 indicates the steps in the process investigated here and indicates nominal tolerances associated with the various technologies. The accumulation of the tolerances leads to the maximum error that could be expected to result from the technologies alone assuming no human error is encountered. As human skill level and error cannot be assigned a numerical value and may range from zero to complete failure, discussion of this is not included here. However, as this study aims to investigate the implications of adopting CAD/CAM and RP technologies, it is appropriate to attempt to illustrate their potential contribution to error in the final RPD. The tolerances used in this table indicate typical or nominal figures, which are quoted by manufacturers or set as parameters in software.

Table 1 Sources of error and tolerances for the steps in the investigated process

Process step	Source of error	Tolerance
Impression taking	Human/skill level	No value
Casting study model	Human/skill level	No value
Optical scanning of study model	Scanner	±0.050 mm
Creating polygon computer model from point cloud data	Software	±0.050 mm
Import into CAD software	Software	0.000 mm
Design in CAD software	Software	±0.001 mm
Export of CAD data in STL file format	Software	±0.010 mm
Physical manufacture using RP process (e.g. SL)	RP machine	±0.100 mm
Removal of RP pattern from machine, cleaning, and support removal	Human/skill level	No value
Preparation for casting, adding sprue, and runner	Human/skill level	No value
Casting	Material used	±0.100 mm
Removing casting sprue and runner	Human/skill level	No value
Surface preparation and polishing	Human/skill level	No value
Total		±0.311 mm

3.1. Finishing

The casts produced from the original thin Amethyst® and thicker Waterclear™ patterns were polished and test fitted to the original physical cast. These were all visually assessed and judged to be satisfactory. Figure 10 shows the finished RPD framework that was cast from the high-resolution Waterclear™ SLA-250 pattern.

4. Results

4.1. Assessment of the RPD frameworks

Surprisingly few studies have discussed the accuracy of fit of RPD frameworks [11–13] and even fewer have attempted to quantify it. One study which did attempt to measure gaps between frameworks and tooth surfaces in crucial areas using feeler gauges found that, owing to the three-dimensional nature of the curved surfaces examined, the method may be flawed [13]. Thus researchers routinely rely on the same somewhat subjective assessments which practitioners use on fitting RPD frameworks to patients.

For example, occlusal rests are pressurized to detect whether there is movement, the closeness of the adaptation of clasps to teeth is studied, and the alloy surface is checked for visible defects [14].

4.3. Error analysis

For this application, it is difficult to achieve an investigation that provides detailed quantitative analysis of error. The natures of the devices mean that they are complex in form and do not provide convenient datum or reference surfaces. In addition, the devices are by definition one-off custom-made appliances constructed to fit individual patients. Therefore, it is not practical to perform the type of repeated statistical analysis that would be commonly encountered in series production or mass manufacture. It is normal dental practice to assess the accuracy of an RPD by test fitting the device to the study model and subsequently to the patient. In this study the RPD frameworks created were deemed by a qualified and experienced dental technician to be a satisfactory fit and comparable with those produced by expert technicians.

The parameters set in software are often user selected, are usually set to extremely small fractions of a millimetre, and in all practical terms may be ignored. The significant errors are likely to be encountered at the optical scanning stage and the RP manufacturing stage. Through extensive experience over many years, these figures are frequently encountered in industrial applications of these technologies and as such may be considered typical. The cumulative effect of these tolerances remains submillimetre and as such is likely to be equivalent to or smaller than the typical human error encountered in the traditional dental technology laboratory. The remaining sources of error are encountered in traditional practice and the use of computer-aided technologies will not affect them greatly.

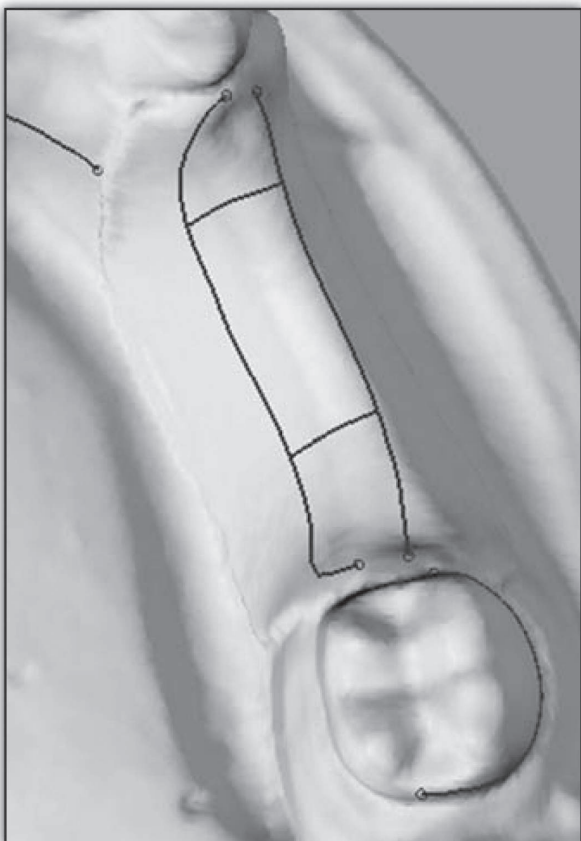


Fig. 6 Construction curves



Fig. 7 The complete FreeForm® design

2.8.1. SLA-250 in the Waterclear™ example

The STL framework design was prepared using Lightyear™ (3D Systems Inc.) with a 'fine point' support structure (Fig. 8). The framework was oriented with the fitting surfaces facing upwards to avoid the rough finish created by the support structures affecting fit.

Two build styles were compared: standard layers 0.1000 mm thick and high-resolution layers 0.0625 mm thick. Once completed, the patterns were carefully removed from the machine platform and cleaned in isopropanol. They were then post cured in ultraviolet light to ensure full polymerization. The other patterns were produced according to the supplier specifications.

2.9. Pattern comparison

Of the four RP processes compared in this study, the SL processes provided the most suitable patterns. The SL patterns were accurate and robust and had an acceptable surface finish but did require relatively lengthy cleaning and finishing to remove support structures. The ThermoJet® build preparation was simpler and faster than SL and both the ThermoJet® and the Solidscape® processes produced accurate patterns with a good surface finish that required minimal finishing. These wax patterns were, however, extremely fragile and could not be cast.

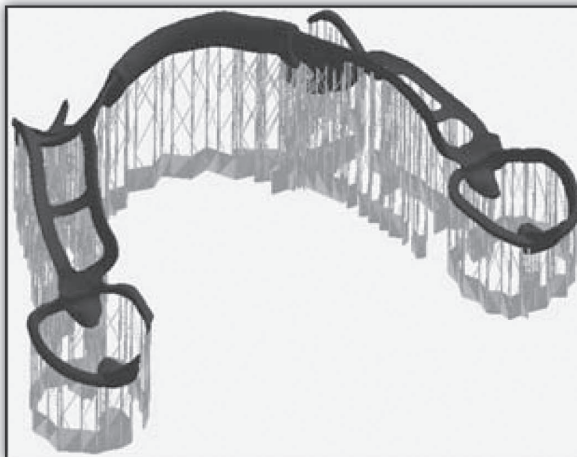


Fig. 8 The support structure in Lightyear™

The Perfactory® produced pattern showed a very smooth surface finish but was also extremely flexible and was easily distorted when handled.

3. Casting

The SL and Perfactory® patterns were cast in chromium–cobalt alloy without using a refractory cast. A slow mould heating cycle was used to avoid cracking. Figure 9 shows the unfinished cast from the SL Amethyst®

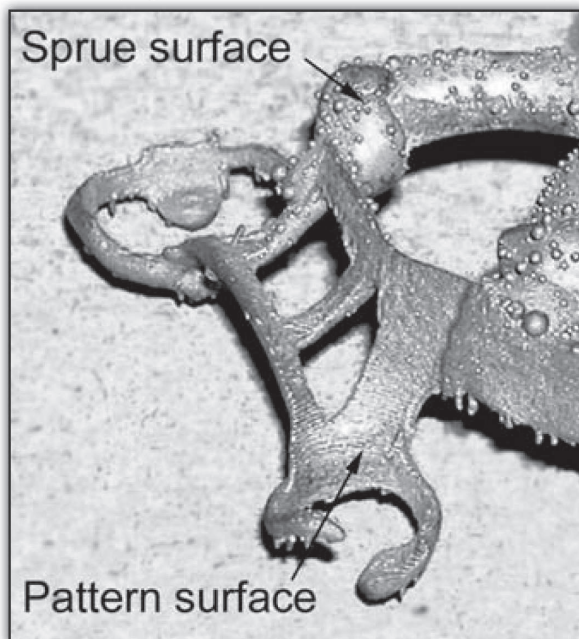


Fig. 9 Surfaces of the unfinished Amethyst® pattern cast

pattern. This shows that air inclusions from the casting process did not adhere to the pattern surface.

Although casts were obtained from the SL and Perfactory® patterns, it proved difficult to add sprues due to the thin framework sections. In

path of insertion and possible points for active clasp termination and the model rotated accordingly.

A visual comparison (Figs 2a and b) was made between the physically surveyed cast and the same undermodel cast surveyed using the software. Once a suitable angle was chosen, the model was re-exported as an STL file.

2.4. Removing unwanted undercut

When creating an RPD most undercuts are removed so that the resulting framework can be inserted and removed in a comfortable manner. The STL file of the rotated cast was imported into FreeForm®, but this time using the 'extrude to plane' option. When the cast was viewed from above, this option took the maximum extents of the profile and extruded them down by a user-defined distance. This effectively self removed undercuts and replaced them with vertical undersurfaces (Figs 3a and b).

2.5. Identifying useful undercuts

FreeForm's 'ruler' tool was used to measure the distance between the original cast model and the version with undercuts removed. The useful undercuts were marked with a line for use in the design stages. RPDs provide firm location on the existing dentition by using flexible clasps. The clasp components of the RPD open on initial contact during insertion and removal and return to their original position within the undercut on final seating, thus providing secure retention.

2.6. Creation of relief

The areas without teeth require a spacer, known as relief to prevent the framework from resting on the surfaces of the soft tissues. Relief was created by selecting and copying an area from the cast with under cuts removed, and then pasting this as a new piece of clay. This was then offset to the outside by 1 mm. The results of this process are highlighted in Fig. 4.

The entire modified model was saved as an STL file and then re-imported using the 'buck' setting to avoid unintentional modification during the next stages of RPD design.



Fig. 4 Relieved edentulous areas shown in the lighter colour on the dark cast

2.7. Framework design

The RPD design employed in this study was based on recognized dental technology methods emphasizing simplicity, aesthetics, and patient comfort [10]. Some of the key design features outlined in the design stages are labelled in Fig. 5.

The entire framework was designed on the relieved 'buck' cast with undercuts removed, with the exception of the clasp components. The clasps use the undercuts to function and were therefore designed on the original 'buck' cast. The following techniques were used in the framework design.

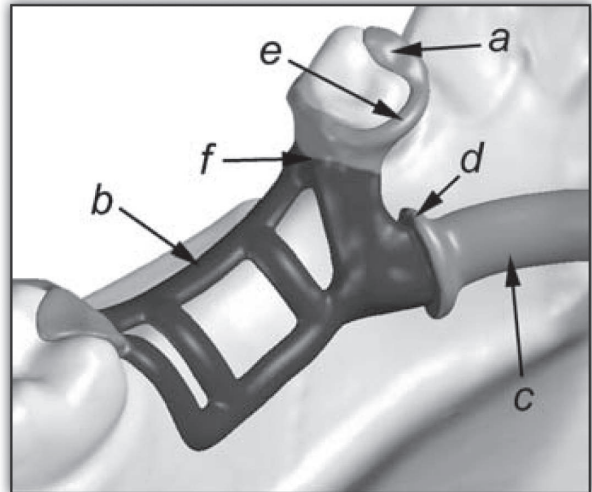


Fig. 5 Key design features: a, occlusal rest; b, polymeric retention frame; c, lingual bar; d, acrylic line; e, non-active clasp; f, guide plate

2.7.1. Occlusal rests (a in Fig. 5)

A combination of two-dimensional drawing and three-dimensional creation and manipulation tools was used to create pieces of clay that were copied and located where required on the teeth.

2.7.2. Polymeric retention framework (b in Fig. 5), lingual bar (c in Fig. 5), acrylic line (d in Fig. 5), and non-active clasps (e in Fig. 5)

The 'draw' tool was used to locate curves directly on to the cast surface. These formed the centre of the framework's profile (Fig. 6). The 'groove' tool was used to define and create the exact oval and square sectional dimensions as clay.

2.7.3. Guide plates (f in Fig. 5)

Guide plates were created using the same method as relief creation. The 'attract' and 'smudge' tools were also used to build up plate areas and to blend them onto the framework sections.

2.7.4. Finishing

'Smooth', 'attract', and 'smudge' tools were used to blend the components together. The 'buck' cast was removed, acting as a Boolean cutting tool to leave just the clay framework.

2.7.5. Active clasps

The clasps were designed in the same manner as the non-flexible parts of the framework, but using the 'buck' cast with undercuts. The construction lines were joined to the termination point previously marked in the undercut measurement stage.

The 'buck' cast was removed leaving the clasps. These were joined to the main framework and blended in. Figure 7 shows the final virtual design. The entire framework was exported as an STL file.

2.8. Pattern manufacture

Four RP methods were compared: stereolithography (SL) (3D Systems Inc., Valencia, California, USA), ThermoJet® (3D Systems Inc.), Solidscape® T66 (Solidscape Inc., Merrimack, New Hampshire, USA), and Perfactory® (Envisiontec GmbH, Marl, Germany). Two SL resins were compared: DSM Somos® 10110 (Waterclear™, New Castle, Delaware, USA) and Accura™ Amethyst® (3D Systems Inc.). Both of the SL patterns were an epoxy-based polymer, the ThermoJet® was TJ88-grade wax poly mer, the Solidscape® was a soft thermoplastic, and Perfactory® was an acrylate-based polymer. The Waterclear™ and ThermoJet® patterns were manufactured at The National Centre for Product Design and Development Research, Cardiff, and the others were prepared and built by external suppliers. The Amethyst®, Solidscape®, and Perfactory® materials are used by the jewellery industry to produce sacrificial patterns.



Fig. 1 The Phantom® stylus



Fig. 2a



Fig. 2b

Fig. 2 (a) The physically surveyed cast. (b) The digitally surveyed 'buck' cast. Undercuts are shown as dark areas

when designing custom appliances and devices that must fit human anatomy. The software has tools analogous to those used in physical sculpting and enables a manner of working that most closely mimics that of the dental technician working in the laboratory (FreeForm®, SensAble Technologies, Inc., Woburn, Massachusetts, USA). The software utilizes a haptic interface (Phantom® Desktop haptic interface; SensAble Technologies Inc.) that incorporates positioning in three-dimensional space and allows rotation and translation in all axes, transferring hand movements under into the virtual environment (Fig. 1). It also allows the operator to feel the object being worked on in the software. The combination of tools and force feedback sensations mimics working on a physical object and allows shapes to be designed and modified in an arbitrary manner.

Objects being designed or worked on are referred to as virtual 'clay', which can be rotated and viewed from any angle on the screen. A 'buck' setting prevents a model from being unintentionally modified but allows 'clay' to be added or copied.

2.3. Surveying

Surveying is undertaken in dental technology laboratories to identify useful dental features in order for the RPD design to be retained in

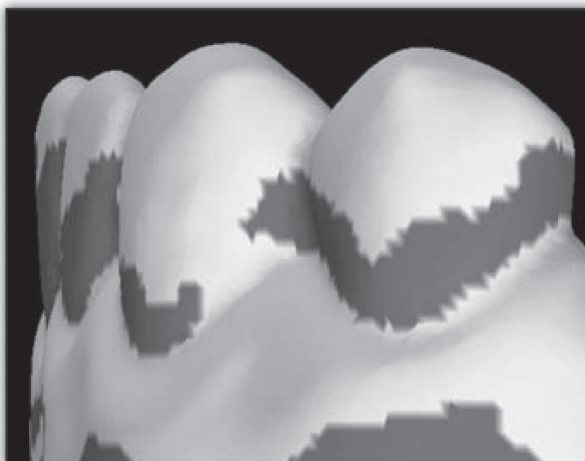


Fig. 3a



Fig. 3b

Fig. 3 (a) Undercuts are shown as dark areas. (b) Undercuts have been removed and replaced by vertical surfaces

the oral cavity effectively. Dental surveying identifies areas of undercut present on the patient's teeth and soft tissue. The effect is similar to analysing a product design to find the split line for a two-part mould.

Like many CAD packages, the CAD software used in this study has an automatic 'parting line' (also known as a 'split line') function, which was used to delineate up and down facing surfaces, thus identifying areas of undercut in a different colour from the 'buck' model. The effect is identical with the physical technique of using dental survey lines to identify and mark the most bulbous areas of teeth with a pencil line (highlighted in Fig. 2a). The undercuts were assessed in order to establish the best

The Computer-aided Design and Rapid Prototyping Fabrication of Removable Partial Denture Frameworks

By D Eggbeer^{1*}, R Bibb¹, and R Williams²

¹The National Centre for Product Design and Development Research, The University of Wales Institute, Cardiff, UK

²Centre for Dental Technology, University of Wales Institute, Cardiff, UK

Reprinted with permission from Proceeding of the Institution of Mechanical Engineers - Journal of Engineering in Medicine Vol 219 No 3/2005

1. Abstract

This study explores the application of computer-aided design and manufacture (CAD/CAM) to the process of electronically surveying a scanned dental cast as a prior stage to producing a sacrificial pattern for a removable partial denture (RPD) metal alloy framework. These are designed to retain artificial replacement teeth in the oral cavity. A cast produced from an impression of a patient's mouth was digitally scanned and the data converted to a three-dimensional computer file that could be read by the computer-aided design (CAD) software. Analysis and preparation were carried out in the digital environment according to established dental principles. The CAD software was then used to design the framework and generate a standard triangulation language (STL) file in preparation for its manufacture using rapid prototyping (RP) methods. Several RP methods were subsequently used to produce sacrificial patterns, which were then cast in a chromium-cobalt alloy using conventional methods and assessed for accuracy of fit. This work demonstrates that CAD/CAM techniques can be used for electronic dental cast analysis, preparation, and design of RPD frameworks. It also demonstrates that RP-produced patterns may be successfully cast using conventional methods and that the resulting frameworks can provide a satisfactory fit.

Keywords computer-aided design, rapid prototyping, removable partial denture

2. Introduction

Computer-aided design and manufacture (CAD/CAM) and rapid prototyping (RP) techniques have been extensively employed in the product development sector for many years and have also been extensively used in maxillofacial technology and surgery [1–3]. In addition, CAD/CAM technologies have been introduced into dentistry, particularly for the manufacture of crowns and bridges [4–6], but there has been little research into the use of such methods in the field of removable partial denture (RPD) framework fabrication. This may in part be attributed to the lack of suitable dedicated software. Recent pilot studies have showed that computer-aided design (CAD) and RP methods of designing and producing a sacrificial pattern for the production of metal alloy components of RPD metal frameworks could have promising applications [7, 8]. These studies explored the application of computer-aided technologies to the surveying of digital casts and pattern design and the subsequent production of sacrificial patterns using RP technologies.

The potential advantages offered by the introduction of advanced CAD/CAM and RP into the field of RPD framework fabrication include automatic determination of a suggested path of insertion, the almost instant elimination of unwanted undercuts (re-entry points), and the equally rapid identification of useful undercuts. At another stage, components of an RPD could be stored in a library and 'dragged and

dropped' in place on a scanned and digitally surveyed cast from icons appearing on screen, allowing virtual pattern making to be carried out in a much faster time than is achieved by current techniques. The quality assurance of component design can also be built into the software. Since RP machines build the object directly, scaling factors may also be precisely imposed in order to compensate for shrinkage in casting. In addition to the potential time savings, the CAD/RP process also delivers inherent repeatability, which may help to eliminate operator variation and to improve quality control in the dental laboratory.

The current paper reports an investigation into the application of CAD and RP methods to achieve the stages of surveying and design using an appropriate CAD software package. It also discusses the application of RP technologies to produce sacrificial patterns for casting the definitive chromium-cobalt framework component. The advantages, limitations, and future possibilities of these techniques are concluded.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Three-dimensional scanning

A three-dimensional scan of a partially dentate patient's dental cast was obtained using a structured white-light digitizer (Comet 250, Steinbichler Opto-technik GmbH, Neubeuern, Germany). This particular type of scanner is used in high-precision engineering applications and has been used in maxillofacial technology [9]. Multiple overlapping scans were used to collect point cloud data that was aligned using Polyworks software (InnovMetric Software Inc., Quebec, Canada). Spider software (Alias-Wavefront Inc., Toronto, Ontario, Canada) was used to produce a polygon-surface standard triangulation language (STL) (C. R. Manners, 1993, 'STL file preformat' available on request from 3D Systems Inc., Valencia, California, USA) model file that could be imported into any number of CAD software packages, including that used in this study.

2.2 CAD of the RPD framework

The CAD package used in this study was chosen because it is well adapted to the design of complex arbitrary shapes that are required

5. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990;64:53-61.
6. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
7. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:151-8.
8. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
9. Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990;3:89-92.
10. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6:346-63.
11. Stumpel LJ 3rd, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder luting. *J Prosthet Dent* 1993;69:398-400.
12. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:331-6.
13. Tautin FS. Impression making for osseointegrated dentures. *J Prosthet Dent* 1985;54:250-1.
14. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987;58:694-7.
15. Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont* 1993;2:2-8.
16. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12:112-21.
17. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;2:75-82.
18. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448-55.
19. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1990;63:12-5.
20. Rueda LJ, Sy-Munoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1996;9:367-73.
21. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003;89:250-5.
22. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. P. 11-2, 253-7.
23. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588-93.
24. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:533-40.
25. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000;83:555-61.
26. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:444-7.
27. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.
28. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997;77:68-75.
29. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-22.
30. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:192-8.
31. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;89:186-92.
32. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent* 2007;16:187-94.
33. Rhyu SM, Cho IH, Lim HS, Lim JH. A comparative study on the accuracy of master casts by implant impression techniques. *J Korean Acad Prosthodont* 2002;40:18-29.
34. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
35. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-6.
36. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
37. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-80.
38. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990;64:684-8.
39. ANSI-ADA Specification No.25 Dental gypsum products. Chicago: American dental association council on dental materials and equipment. 2000.
40. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000;84:108-10.
41. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:885-8.
42. Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 2002;88:103-4.
43. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent* 2004;92:575-7.

axis when tested in the mouth, which could be critical because this direction of distortion may be more related to introduce preload in the implant.³⁶

It is known that there are some built in machining tolerances in each implant system but any discrepancy above the machining tolerance in the x, y or z axis may not allow a proper clamping effect of the components. Furthermore the amount of introduced stress may vary, depending on the stiffness of the framework for exactly the same degree of misfit. Thus, the biomechanical impact of fit between osseointegrated implants and superstructures seems to be complex, and there is at present time no answer to the question of what acceptable clinical fit should be.³⁷

Also there are many variables with current materials and techniques that can influence clinical acceptable fit of implant framework but clinician must strive to overcome these variables.

The precise transfer of the spatial relationships of implants from the mouth to the master cast with an impression is the first and critical step to ensure passive fit of implant framework.

Various techniques had been introduced to get accurate impression and splinting of impression coping is one of those even if there are still controversies.

Some studies found no difference between splinted and nonsplinted technique.^{12,23-26} However, other studies showed that splinting may provide stabilization of transfer copings against torque from analog tightening and reduce rotational freedom within resilient impression material.²⁹⁻³³

And it is advocated splinting is the determining factor for the most accurate cast fabrication, regardless of impression material even though the polyether impression material is very rigid after setting.^{16,29}

In the present study, authors compared autopolymerizing acrylic resin, impression plaster and VPS bite registration paste as splinting material to evaluate their effect of polymerization shrinkage of splinting material.

It has been reported that the total shrinkage of acrylic resin is between 6.5% and 7.9% in the first 24 hours, with 80% of shrinkage occurring in the first 17 minutes after mixing,³⁸ whereas the setting expansion of impression plaster is between 0.01% and 0.12%.³⁹

Perfect duplication of master model was impossible in all groups. Group 1, 3, and 4 showed clinically acceptable mean distortion value and the largest distortion were measured in group 2.²⁷

Minimal distortion were found out in group 1 impression method using resin splinting for more than 24 hours, then sectioned and reconnected just before the impression procedure. Adequate polymerization time and the process of compensation seemed like the reason of best accuracy.

Thus, Dumbrigue *et al.*⁴⁰ and Naconecy *et al.*³⁰ presented simple and less time consuming procedure that can rigidly connect transfer coping and minimize the effect of resin poly-

merization shrinkage such as using prefabricating resin bar or carbon steel bar.

Assif *et al.*⁴¹ showed the efficacy of impression plaster as splinting material. They stated that impression plaster sets rapidly, is quite accurate and rigid, and does not bend or distort; it is also easy to manipulate, less time consuming and less expensive to use. The exothermic reaction is negligible.

Nissan *et al.* and Eid also described how to use impression plaster to make implant impression in their clinical studies and stated about the accuracy, easy of manipulation and decreased working time.^{42,43}

On the other hand, the proper use of VPS bite registration material could be a doubt as a splinting material because of its short working time and low flowability although their dimensional stabilities are excellent. However, this study shows that the bite registration material was found out the similar accuracy compared to the impression plaster except the distortion values in y-axis.

Conclusion

Within the limitations of this *in vitro* study,

1. Splinting square impression coping with autopolymerizing resin, adequate polymerization time and compensation procedure before impression (Group 1 impression method) was found to be statistically the most accurate method of splinting (mean distortion values < 20 μm).
2. Clinically acceptable accuracy could be obtained from the splinting methods used with the impression plaster. Statistically significant difference was not found between the group 3 and 4 (Table 3).
3. The splinting method used with the VPS bite registration material showed statistically more distortion than impression plaster in y-axis. However, there was no statistically significant difference of accuracy in the x- and z- axes.
4. The impressions made with direct autopolymerizing resin splint method without compensation procedure (group 2) resulted in more distortion than other methods as a whole. Especially, there was a significant loss of accuracy in the z-axis with the high mean distortion value over 100 μm .

References

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993;6:180-8.
3. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991;66:377-84.
4. Rangert B, Jemt T, Jömeus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.

Table 2. Difference of means for each of 3 distortion variables between master model and each splinting method

Impression type	Distortion (Mean \pm SD, 95% CI)		
	Δx (mm)	Δy (mm)	Δz (mm)
1	0.0140 \pm 0.0112 (0.0094, 0.0186)	0.0074 \pm 0.0069 (0.0045, 0.0102)	0.0086 \pm 0.0071 (0.0057, 0.0116)
<i>P</i> value	<.0001	<.0001	<.0001
2	0.0321 \pm 0.0242 (0.0221, 0.0421)	0.0184 \pm 0.0150 (0.0122, 0.0246)	0.1080 \pm 0.0577 (0.0842, 0.1318)
<i>P</i> value	<.0001	<.0001	<.0001
3	0.0196 \pm 0.0105 (0.0152, 0.0239)	0.0195 \pm 0.0149 (0.0134, 0.0257)	0.0102 \pm 0.0076 (0.0070, 0.0133)
<i>P</i> value	<.0001	<.0001	<.0001
4	0.0289 \pm 0.0205 (0.0204, 0.0374)	0.0182 \pm 0.0180 (0.0108, 0.0257)	0.0257 \pm 0.0170 (0.0187, 0.0328)
<i>P</i> value	<.0001	<.0001	<.0001
5	0.0312 \pm 0.0297 (0.0189, 0.0436)	0.0284 \pm 0.0236 (0.0186, 0.0381)	0.0234 \pm 0.0179 (0.0160, 0.0308)
<i>P</i> value	<.0001	<.0001	<.0001

$H_0: \mu = 0$, *P* values were determined by one-sample t-test.

Table 3. Comparison between the global means in each splinting methods

Impression type	Global means (Mean \pm SD)					
	Δx (mm)	<i>P</i> value	Δy (mm)	<i>P</i> value	Δz (mm)	<i>P</i> value
1	0.0140 \pm 0.0112 ^A	.0067	0.0074 \pm 0.0069 ^A	.0008	0.0086 \pm 0.0071 ^A	<.0001
2	0.0321 \pm 0.0242 ^B		0.0184 \pm 0.0150 ^{AB}		0.1080 \pm 0.0577 ^B	
3	0.0196 \pm 0.0105 ^{AB}		0.0195 \pm 0.0149 ^{AB}		0.0102 \pm 0.0076 ^A	
4	0.0289 \pm 0.0205 ^{AB}		0.0182 \pm 0.0180 ^{AB}		0.0257 \pm 0.0170 ^A	
5	0.0312 \pm 0.0297 ^{AB}		0.0284 \pm 0.0236 ^B		0.0234 \pm 0.0179 ^A	

P values were determined by one-way ANOVA

^{A,B} The same letter indicated no significant difference between the global means in each impression type by Tukey's studentized range test ($P > .05$).

The mean distortion values of group 2: 18.4 \pm 15 μm , group 3: 19.5 \pm 14.9 μm , group 4: 18.2 \pm 18 μm were found to have no significant difference. The mean distortion value of group 5 in y-axis was 28.4 \pm 23.6 μm and it was the largest among all groups.

Likewise, similar result was observed from z-axis as well, group 1 had the statistically smallest mean distortion value which was 8.6 \pm 7.1 μm . The mean distortion values of group 3, group 4, group 5 model were 10.2 \pm 7.6 μm , 25.7 \pm 17 μm , 23.4 \pm 17.9 μm , respectively and found to have statistically no significant difference between group 1, 3, 4, and 5. The mean distortion value of group 2 was 108 \pm 57.7 μm that gave the worst results within all distortion data of experimental models (Table 3).

In summary, group 1 showed the smallest distortion and the mean distortion values of group 3 and 4 were shown to be the similar and next to group 1. On the other hand, group 2 showed relatively larger distortion than any other group.

Discussion

Passive fit was described by Brånemark to be ideally in the 10 μm range.³⁴ The definition has evolved to describe a clinically acceptable fit in which stress/strain conditions are within the physiologic range that enables the immature bone to mature or remodel in response to occlusal loads following prosthesis connection.

Inaccuracy can be related to horizontal and vertical errors. Horizontal fit discrepancy leads to binding of the screws and bending stresses in implant system and when vertical fit discrepancy is present, the preload is used to bring the mating surface closer together, which makes the screw vulnerable to fatigue fractures and loosening.³⁵

Horizontal (x- and y-axes) displacement in relation to the master cast replicas contributes to a major part of the distortion of prostheses. However, the vertical dimension of distortion (z-axis) seems to increase more than the increase in the horizontal

Statistical analysis

Means and standard deviations were calculated for each item measured (i.e., each type of impression methods). A one-way analysis of variance (ANOVA) at a confidence level of 95% was used to evaluate the data and Tukey's studentized range test was used to determine significant differences between the groups.

Results

Table 1 shows means of actual distortion amount on each fixture analogs of 5 experimental models resulted from 5 different impression methods. The Δx , Δy , and Δz values are the amounts of displacement of each fixture analogs in the direction of axis from standard position (circle 1) and they were compared with x, y, z points of master model.

The difference of means for each of 3 distortion variables between master model and each splinting method are given as each entry in Table 2. The result of one sample T-test shows discrepancies in x, y and z axes between master model and each of 5 splinting method ($P < .0001$). Not any impression method perfectly duplicated the master model, but some extent of distortion values was clinically acceptable.

Table 3 shows comparison between the global means in each splinting methods. In x-axis, the mean distortion value of group 1 model was $14 \pm 11.3 \mu\text{m}$ which was significantly less than other groups.

The mean distortion values of group 3: $19.6 \pm 10.5 \mu\text{m}$; group 4: $28.9 \pm 20.5 \mu\text{m}$; group 5: $31.2 \pm 29.7 \mu\text{m}$ were found to have no significant difference. The maximum mean distortion value was measured in group 2: $32.1 \pm 11.2 \mu\text{m}$. In the same manner the mean distortion value of group 1 in y-axis was $7.4 \pm 6.9 \mu\text{m}$ which was also significantly less than other groups.

Table 1. Means of actual distortion amount on each fixture analogs

Impression type	Element number (Implant position)	Distortion (Mean \pm SD)		
		Δx (mm)	Δy (mm)	Δz (mm)
1	1	0	0	0
	2	0.0076 ± 0.0077	0.0124 ± 0.0129	0.0017 ± 0.0079
	3	-0.0053 ± 0.0136	-0.0019 ± 0.0099	0.0041 ± 0.114
	4	-0.0259 ± 0.0135	0.0022 ± 0.0066	0.0049 ± 0.0152
	5	0.0069 ± 0.0110	0.0016 ± 0.0106	0.0026 ± 0.0117
	6	0.0086 ± 0.0182	0	0.0096 ± 0.0047
2	1	0	0	0
	2	0.0086 ± 0.0421	-0.0287 ± 0.0164	-0.1241 ± 0.0909
	3	0.0042 ± 0.0186	-0.0089 ± 0.0050	-0.1059 ± 0.0976
	4	0.0242 ± 0.0241	-0.0243 ± 0.0081	-0.0877 ± 0.0898
	5	0.0352 ± 0.0252	-0.0301 ± 0.0099	-0.0689 ± 0.0829
	6	0.0557 ± 0.0184	0	-0.0690 ± 0.0733
3	1	0	0	0
	2	-0.0186 ± 0.0068	0.0325 ± 0.0101	-0.0014 ± 0.0084
	3	0.0185 ± 0.0158	0.0308 ± 0.0143	0.0044 ± 0.0071
	4	0.0221 ± 0.0149	0.0060 ± 0.0167	-0.0114 ± 0.0127
	5	0.0090 ± 0.0148	0.0195 ± 0.0103	0.0102 ± 0.0130
	6	0.0206 ± 0.0142	0	0.0043 ± 0.0140
4	1	0	0	0
	2	0.0099 ± 0.0219	0.0041 ± 0.0080	-0.0222 ± 0.0166
	3	0.0314 ± 0.0201	-0.0150 ± 0.0284	-0.0364 ± 0.0251
	4	0.0216 ± 0.0189	0.0362 ± 0.0210	-0.0182 ± 0.0229
	5	0.0473 ± 0.0241	0.0154 ± 0.0219	-0.0287 ± 0.0178
	6	0.0225 ± 0.0237	0	-0.0170 ± 0.0076
5	1	0	0	0
	2	0.0356 ± 0.0428	0.0277 ± 0.0361	0.0002 ± 0.0336
	3	0.0105 ± 0.0321	0.0266 ± 0.0293	0.0168 ± 0.0272
	4	0.0014 ± 0.0213	0.0359 ± 0.0209	0.0227 ± 0.0280
	5	0.0118 ± 0.0276	0.0396 ± 0.0190	-0.0059 ± 0.0347
	6	0.0501 ± 0.0485	0	-0.0018 ± 0.0210

Values are mean \pm SD

From master model, 5 impressions and experimental models were made for each of 5 splinting methods represented by group 1 to 5 (Fig. 10). Consequently, total 25 experimental models were obtained.

Measurements

A computerized numerical control (CNC), coordinate measuring machine (CMM) (STRATO Bright 710; Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) was used for all coordinate measurements (Fig. 11A). The accuracy of this CMM was less than 0.0001 mm for the x, y, and z axes. All measurements were performed by the same operator using probe head (PH10M; Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) and signal probe (TP7M; Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan). Geopak-win software (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) was used for geometric transformation and data processing (Fig. 11B).

The coordinate system used throughout this study was defined as follows. The centroid of fixture or analog 1 which is on the right side of model was designated as the origin of coordinated system. The planar surface around it was regarded as XY plane. An imaginary line was laid on the ZX plane between centroid of cylinder 1 and the centroid of cylinder 6. Thus the centroid of fixture or analog 1 lay on the origin (0,0,0) and the centroid of fixture or analog 6 lay on the ZX plane (x,0,z) (Fig. 12). This coordinate system marks several dots on the elliptical plane created by platforms of fixtures or analogs and imaginary Z plane. The software convert ellipse to circle and determine centroids of each platform.

To evaluate the accuracy of each impression methods, coordinates of the centroids on the master model were located in three dimensions and compared with the coordinates of the centroids on the experimental casts obtained from 5 different impression methods.



Fig. 10. From master model, 5 impressions and experimental models were made for each splinting method.

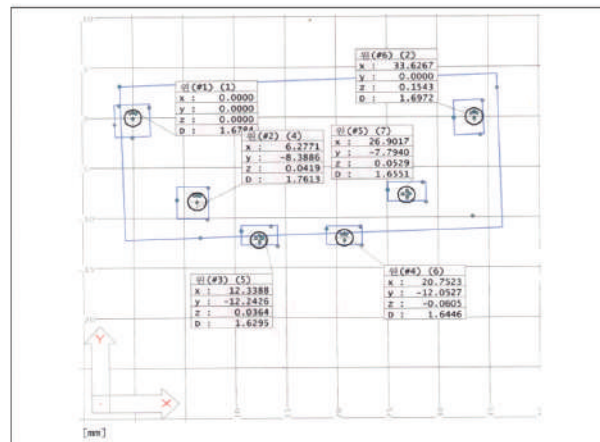


Fig. 12. Schematic drawing of measurement done by STRATO Bright 710 coordinate system.

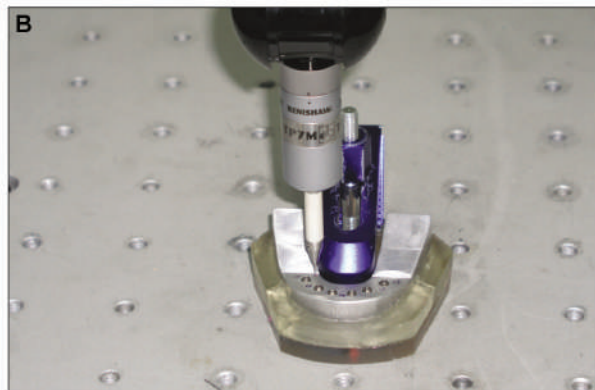
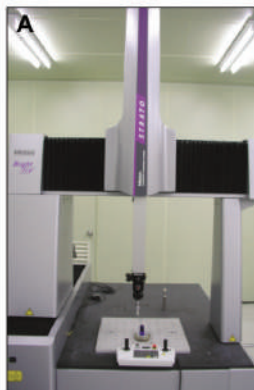


Fig. 11. All measurements were made by the same operator using STRATO Bright coordinate measuring machine, TP7M signal probe and Geopak-win software (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan).



Fig. 6. Group 3. Primary impression was made with impression plaster (Snow-White plaster No.2; Kerr, Romulus, MI, USA) following manufacturer's instruction and then secondary impression was made with polyether impression material. The polyether adhesive was applied onto primary impression (blue color).

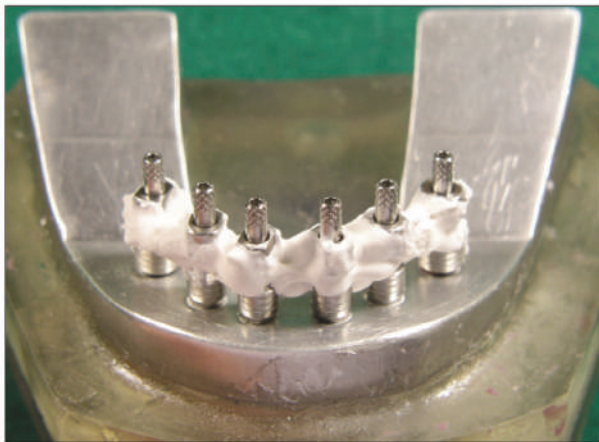


Fig. 7. Group 4. Squared transfer copings splinted with impression plaster (Snow-White plaster No.2; Kerr, Romulus, MI, USA) over dental floss.

Polyether impression materials (Impregum penta, 3M ESPE, Seefeld, Germany) were used for impression procedure except group 5 impressions (Fig. 9). They were made using additional type polyvinyl siloxane impression material (Dimension Penta H; 3M ESPE, Seefeld, Germany).

Laboratory procedures

After impressions were made, fixture analogs (29108; Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) were screwed into squared transfer copings (29072; Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) in the impressions. Each impression was poured with vacuum-mixed improved dental stone (ResinRock; Whip-Mix, Louisville, KY, USA). The casts were retrieved from the impressions after 24 hours.



Fig. 8. Group 5. Squared impression copings splinted with VPS bite registration material (Blu-Mousse, Parkell Bio-Materials, Farmingdale, NY, USA).

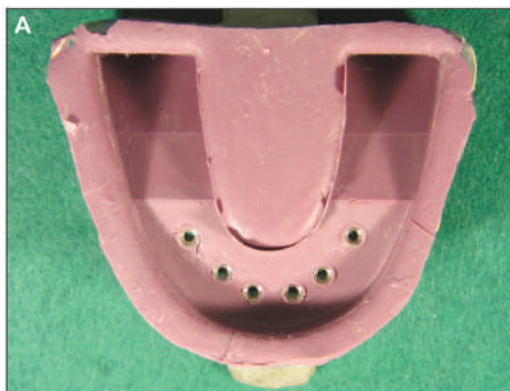


Fig. 9. Polyether impression material (Impregum F, 3M ESPE, Seefeld, Germany) was used for group 1 to 4 (left) and VPS impression material was used for group 5.

Impression procedures

Six squared pick-up type transfer copings (29072; Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) connected on each fixture with guide pins (Fig. 3). Impressions were made after 6 impression copings were splinted with each other using five different methods as follows. Group 1, squared transfer copings splinted with autopolymerizing acrylic resin (GC pattern resin; GC Corp, Tokyo, Japan) for 24 hours and sectioned, reconnected just before impression procedure (Fig. 4).

Group 2, squared transfer copings splinted with autopolymerizing acrylic resin (GC pattern resin; GC Corp, Tokyo, Japan) 17 minutes before impression procedure (Fig. 5).

Group 3, primary impression was made around transfer copings with impression plaster (Snow-White plaster No.2; Kerr,

Romulus, MI, USA) following manufacturer's instruction and then secondary impression was made with polyether impression material (Fig. 6).

Group 4, squared transfer copings splinted with impression plaster (Snow-White plaster No.2; Kerr, Romulus, MI, USA) over dental floss (Fig. 7).

Group 5, squared transfer copings splinted with VPS bite registration material (Blu-Mousse; Parkell Bio-Materials, Farmingdale, NY, USA)(Fig. 8).

For every impression procedure, the impression material was machine-mixed (Pentamix;3M ESPE, Seefeld, Germany) and the mixed material was both syringed around impression coping and loaded in the impression tray. The impression tray was hand-pushed until its periphery meets the epoxy resin base and maintained in position with hand pressure.



Fig. 3. Six squared transfer copings (29072; Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) connected on each fixture with guide pins.



Fig. 5. Group 2. Squared transfer copings splinted with autopolymerizing acrylic resin 17 minutes before impression procedure.



Fig. 4. Group 1. Squared transfer copings splinted with autopolymerizing acrylic resin (GC pattern resin, GC Corp, Tokyo, Japan) for 24 hours and sectioned, reconnected just before impression procedure.

*al.*²⁵ found no significant differences between the values obtained with acrylic-splinted versus unsplinted groups in impression techniques.

Spector *et al.*²⁶ also investigated the accuracy of three varied impression procedures using the direct and indirect transfer copings. Though the study involved multiple variables of techniques and materials, the consistent findings was one of distortion resulting from the transfer manipulations. The common practice of joining the direct transfer copings with acrylic resin is an attempt to stabilize the copings against rotation during fixture or abutment analog fastening, control the relationship between implants in a rigid fashion. In their study, a definite advantage for this practice has not been shown. The same objective could be partially accomplished with a rigid impression material or an elastic material with a low flexibility, both of which do not introduce the polymerization shrinkage variables inherent in the use of acrylic resin. Interregui *et al.*²⁷ and Burawi *et al.*²⁸ showed better result with unsplinted group using polyether or additional silicone impression material alone and presumed the main reason of distortion with resin splinted group possibly occurred by the residual polymerization shrinkage.

However, Assif *et al.*²⁹ and Naconecy *et al.*³⁰ showed that splinting technique was significantly more accurate than unsplinted techniques. Vigolo *et al.*³¹ suggested that the impression technique involved square impression copings joined together with autopolymerizing acrylic resin or square impression copings, previously airborne particle-abraded and adhesive-coated could improve accuracy of the master cast than non-modified squared transfer coping without splinting. Cabral *et al.*³² compared 4 impression techniques and direct impression technique with square impression coping with acrylic resin splints

sectioned 17 minutes after setting and welded with the same resin before impression making showed better results than other techniques studied. Also Rhyu *et al.*³³ suggested vinyl polysiloxane (VPS) bite registration material as a splinting material and found impressions made with square impression coping splinted with VPS bite registration material were better than acrylic resin splinted group and unsplinted group.

The purpose of this *in vitro* study was to evaluate the effect of dimensional stability of splinting material on the accuracy of master casts.

Materials and Methods

A stainless steel metal model (SS 316, Seoul, Korea) with six 3.75×10 mm ad modum Brånemark external hex implant (29108: Noble Biocare, Göteborg, Sweden) was fabricated.

The fixtures were widely distributed throughout the stainless steel model to simulate fully edentulous condition. This metal model was embedded in epoxy resin to serve as stop for impression tray and standardize tray positioning during impression making procedures (Fig. 1).

To make accurate impressions for fabrication of sample casts, custom impression tray incorporating 6 squared transfer copings was fabricated using light-polymerizing tray material according to manufacturer's instruction (Triad Tru-Tray; Dentsply International Inc, York, PA, USA)(Fig. 2). For uniform thickness of impression materials, the 6 squared transfer copings were attached to each implant fixtures and were covered by 2 layers of baseplate wax (Kims international, Seoul, Korea). The impression tray was designed to have superior openings for the access of guide pins.



Fig. 1. Stainless steel master model simulating fully edentulous condition.

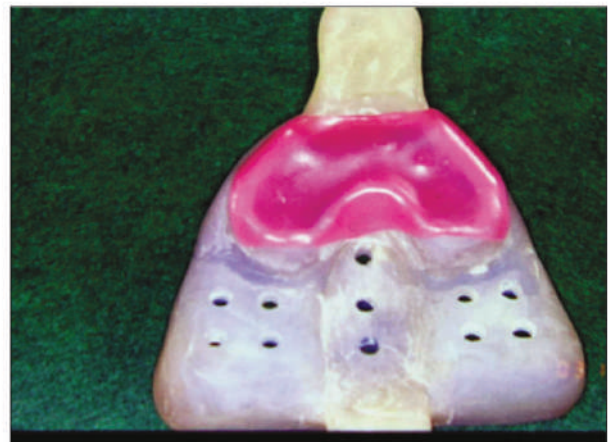


Fig. 2. Open-top, custom impression tray incorporating 6 squared transfer copings was fabricated using light-polymerizing tray material (Triad Tru-Tray; Dentsply International Inc, York, PA, USA).

Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods

Sang-Jik Lee^{1*}, DDS, MSc, Sung-Bum Cho², DDS, MSc

¹Lee Yeon Hab Dental Clinic, Daegu, ²Plant Dental Clinic, Changwon, Korea

PURPOSE. The aim of this study was to evaluate the effect of dimensional stability of splinting material on the accuracy of master casts. **MATERIALS AND METHODS.** A stainless steel metal model with 6 implants embedded was used as a master model. Implant level impressions were made after square impression copings were splinted using 5 different techniques as follows. (1) Splinted with autopolymerizing resin and sectioned, reconnected to compensate polymerization shrinkage before the impression procedure. (2) Splinted with autopolymerizing resin just before impression procedure. (3) Primary impression made with impression plaster and secondary impression were made over with poly-ether impression material. (4) Splinted with impression plaster. (5) Splinted with VPS bite registration material. From master model, 5 impressions and 5 experimental casts, total 25 casts were made for each of 5 splinting methods. The distortion values of each splinting methods were measured using coordinate measuring machine, capable of recordings in the x-, y-, z- axes. A one-way analysis of variance (ANOVA) at a confidence level of 95% was used to evaluate the data and Tukey's studentized range test was used to determine significant differences between the groups. **RESULTS.** Group 1 showed best accuracy followed by Group 3 & 4. Group 2 and 5 showed relatively larger distortion value than other groups. No significant difference was found between group 3, 4, 5 in x-axis, group 2, 3, 4 in y-axis and group 1, 3, 4, 5 in z-axis ($P < .0001$). **CONCLUSION.** Both Splinting impression copings with autopolymerizing resin following compensation of polymerization shrinkage and splinting method with impression plaster can enhance the accuracy of master cast and impression plaster can be used simple and effective splinting material for implant impression procedure. [J Adv Prosthodont 2011;3:177-85]

Key words

Passive fit; Splinting; Autopolymerizing resin; Impression plaster; VPS bite registration material

Introduction

Osseointegrated implants have provided alternative treatments to conventional prostheses for patients who lost their teeth and achieved predictable long-term results.^{1,2} An accurate and passively fitting prosthesis as well as successful surgical operation is suggested as one of the critical requirements for long term implant success.³⁻⁸

Since the uneven distribution of occlusal loads and torquing stresses on the various elements due to problems related to poor fit of frameworks connected to implant may lead to marginal bone loss and failure of implants as well as in relation to mechanical problems as loosening of screws and fatigue fractures of implant components.⁴⁻¹⁰

It will probably not be possible to connect a multi-unit implant prostheses with a completely passive fit in clinical situation because there are many potential inaccuracies with current materials and techniques, which include dimensional

changes in impression materials, expansion of gypsum die product, dimensional changes in wax and acrylic pattern, dimensional changes in investment materials and volumetric shrinkage of metal casting on solidification.¹¹

Among these variables, the precise transfer of the spatial relationships of implants from the mouth to the master cast with an impression is the first and critical step to ensure passive fit of implant framework. Therefore, clinicians should strive for improving the transfer accuracy of the impression copings.¹²⁻¹⁴

Various techniques have been suggested to achieve an accurate master cast. Squared impression coping¹⁵⁻¹⁸ and custom-made, open-top impression tray¹⁹⁻²¹ were recommended instead of tapered impression coping and stock impression tray.

In regard to splint the impression copings, there are many controversies exist since Brånemark *et al.* emphasized the importance of splinting impression copings together before registration of impression.²²

Humphries *et al.*,¹² Hsu *et al.*,²³ Philips *et al.*,²⁴ and Herbst *et*

Corresponding author: Sang-Jik Lee

Lee Yeon Hab Dental Clinic

128-1, Deok san dong, Jung gu, Daegu, 700-070, Korea

Tel. 82 53 256 7353; e-mail, leeddsms@hotmail.com

Received March 1, 2011 / Last Revision May 24, 2011 / Accepted November 21, 2011

© 2011 The Korean Academy of Prosthodontics

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

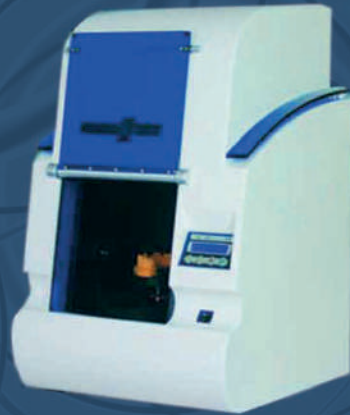
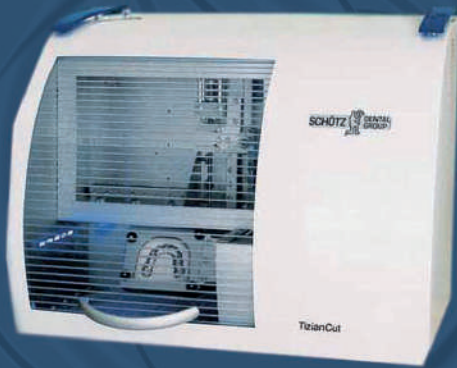
Darabi
dental laboratory

دارابی

لابراتوار پروتز های دندانی

با بیش از ۲۷ سال سابقه
در زمینه ساخت پروتز های ثابت

ساخت پروتزهای زیر کونیا با استفاده از دستگاه CAD / CAM
شرکت SCHUTZ آلمان

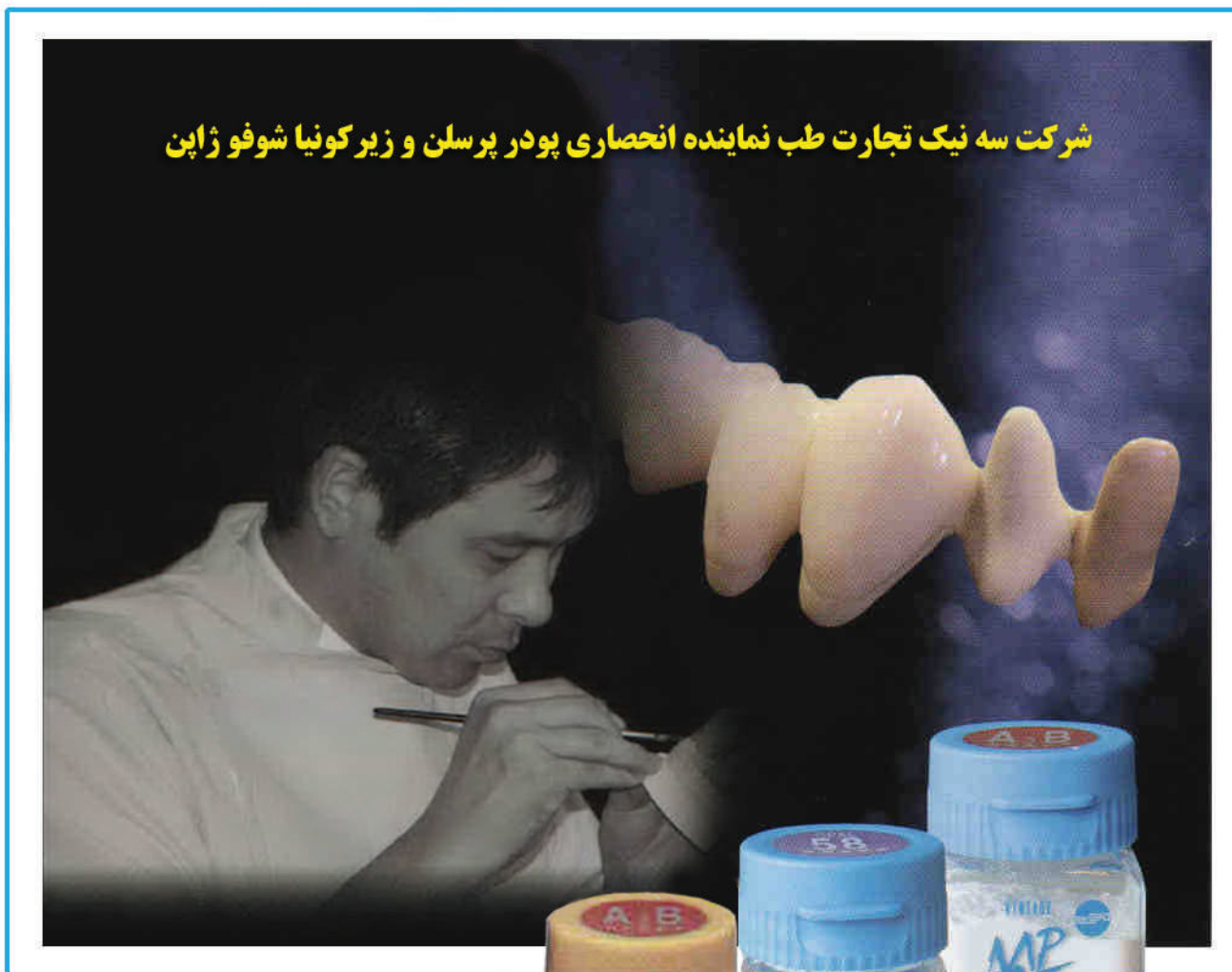


ارائه خدمات به همکاران و دندانپزشکان محترم

تهران - خیابان ولیعصر - بالاتر از پارک ساعی
نبش بن بست ۳۶ - ساختمان برلیان - پلاک ۲۲۴۵ - طبقه سوم - واحد ۱۲
تلفن: ۸۸۶۶۱۱۹۷-۸
فکس: ۸۸۷۹۶۲۴۵
Email: darabi_dental@yahoo.com



The Aesthetic Element in PFM Restorations



تهران - خیابان آزادی، روبروی دانشکده دامپزشکی، پاساژ کاوه، بلوک C، طبقه اول، واحد ۱۲۰

تلفن: ۳۷ و ۳۶-۶۶۴۲۷۰ ۸۹ و ۶۶۵۸۱۲۸۵ فکس: ۶۶۵۸۱۲۷۰

www.senik.co info@senik.co



YADENT

تولید کننده انواع آلیاژدندانسازی
با استانداردهای بین المللی

CE - ISO

مورد تأیید اداره کل تجهیزات پزشکی وزارت بهداشت درمان و آموزش پزشکی و مرکز پژوهش متالوژی رازی

YADENT



آلیاژ پرلتن بدون برلیوم

آلیاژ پرلتن با برلیوم

آلیاژ کروم کبالت

نماینده انحصاری



تهران - خیابان آزادی، روبروی دانشکده دامپزشکی، پاساژ کاوه، بلوک C، طبقه اول، واحد ۱۲۰

تلفن: ۳۷ و ۶۶۴۲۷۰۳۶ و ۸۹ و ۶۶۵۸۱۲۸۵ و فکس: ۶۶۵۸۱۲۷۰

www.senik.co info@senik.co

سری پکیج آموزشی پودرگذاری با سیستم GC Initial



GC Initial MC

- آموزش پودر گذاری به روشهای مقدماتی (Basic) متوسطه (Intermediate) پیشرفته (Advanced)
- آموزش پودرهای مخصوص افکت گذاری
- آموزش گلیز و رنگ آمیزی سه بعدی



GC Initial Zr

- آموزش پودر گذاری به روشهای مقدماتی (Basic) پیشرفته (Advanced)



GC Initial IQ One-Body

- آموزش اپیک گذاری
- آموزش پودر گذاری با تک پودر IQ
- آموزش گلیز و رنگ آمیزی سه بعدی با کیت لاستر (GC Initial Lustre Pastes Set NF)
- نکات مهمی در مورد پخت سرامیک

احسان حماده

- فارغ التحصیل دانشگاه دمشق، سوریه در رشته پروتزهای دندانی
- سرامی، متخصص در کراون و بریج از انگلستان
- ۲۱ سال سابقه مشاوره و سخنرانی در بخش لابراتواری کمپانی های Vita و CG



تجربه ای منحصراً در پودرگذاری با احسان حماده

'GC'
FIRST IS QUALITY

شرکت زرگون طب
نماینده انحصاری GC Lab در ایران
تلفن: ۸۶ ۵۷۳۰ ۶۶ - ۳۶ ۵۷۳۱ ۶۶

initial