

Create your world
with Initial from GC.

The All-Round Ceramic System For Every Indication



initial

Ceramic System



initial

- با تکنولوژی اولترا سرامیک
- حفظ قوام خمیری تا یک ساعت
- سرامیکی با کمترین میزان تغییر حجم
- تنها سرامیکی که فقط به یک بار پخت نیاز دارد
- ایجاد Opalescent و Fluorescent مشابه دندان طبیعی
- تنها سرامیک با قابلیت استفاده بر روی انواع فلزات
- سرامیکی با ثبات و استحکام بالا، حتی پس از چندین بار پخت
- دارای سیستم اولترا کروماتیک کریستالی جهت ایجاد Vitality
- قابلیت کاربرد با سیستم‌های Sinter، Press و تکنیک‌های Low-Fusing
- تنها سرامیک با قابلیت استفاده بر روی انواع رستوریشن‌های سرامیکی
- بسیار اقتصادی به جهت دارا بودن ترکیبات (Components) مشترک با تمامی سیستم‌های سرامیکی Initial

METAL-CERAMIC RESTORATIONS

FULL-CERAMIC RESTORATIONS

initial

- سرامیک مخصوص رستوریشن‌های PFM
- ایده آل برای انواع آلیاژها

MC

- سرامیک مخصوص آلیاژهای PFM Low-Fusing

LF

- سرامیک مخصوص فریم‌های تیتانیوم (ایمپلنت)

Ti

- سرامیک مخصوص فریم‌های آلومینا (اکسید آلومینیوم)
- بسیار مقاوم در برابر ترک و شکستگی به دلیل ضریب انبساط حرارتی کاملاً منطبق

Al

- سرامیک مخصوص زیرکونیوم

- بسیار مقاوم در برابر ترک و شکستگی به دلیل ضریب انبساط حرارتی کاملاً منطبق

Zr

- سرامیک مخصوص سیستم‌های Press

PC

GC
FIRST IS QUALITY

شرکت زرگون طب

نماینده انحصاری GC Lab در ایران

تلفن: ۰۲۱-۵۷۳۱۳۶ - ۰۲۱-۵۷۳۰۸۶



برنام‌خوانندگان و نثر

هرچه زمان می‌گذرد مخاطبان ماهنامه بین‌المللی دندان‌سازان حرفه‌ای ما را مرهون الطاف خود قرار می‌دهند و با حساسیت خاصی آنرا دنبال می‌کنند. چه آنهایی که از غنای مطالب مسرورند و چه آنهایی که با تأخیر در وصول مجله پیگیر می‌باشند.

در این وادی که افزایش بیش از حد قیمت کاغذ و هزینه‌های چاپ قصد دارد ما را از پای در آورد، به مدد مخاطبین فهیم و همراهان بر مشکلات فعلی فائق خواهیم آمد و با اتخاذ تاکتیک‌های مختلف از مقطع کنونی خارج خواهیم شد. بدین لحاظ با ادغام دی، بهمن و اسفند در قالب یک شماره در صرفه جویی بخشی از هزینه‌ها در شرایط حساس کنونی مبادرت ورزیده تا انشاءالله در شرایط عادی به روال سابق برگردیم. ماهنامه بین‌المللی دندان‌سازان حرفه‌ای در بین خوانندگان خود جایگاه ویژه‌ای یافته و همین انس ما را واداشته تا به مسئولیت خود در برابر مخاطبین بیشتر از پیش واقف باشیم و در استمرار حرکت خود مصمم تر گردیم. لذا تمامی سختی‌ها در برابر معرفت و بزرگواری خوانندگان قطره‌ای است در برابر دریا.

براساس موقعیت روز افزون



آموزشی، پژوهشی، جری، تعلیمی، اطلاع‌رسانی

صاحب امتیاز و مدیر مسئول: هوشنگ کبریایی

سردبیر: علی اکبر یوسفی مقدم

دبیر علمی پژوهشی: دکتر امید صوایی

مشاورین علمی و پژوهشی به ترتیب الفبا:

دکتر عباس آذری - دکتر ابوالحسن ابوالحسنی - دکتر قاسم امتی 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 درریز - دکتر سمیه ذیقعی - دکتر منصور ربسمانچیان - دکتر سیمین دخت زراتی - دکتر حکیمه سیادت - دکتر فریبا صالح صابر - دکتر لیللا صدیق - دکتر بهناز عبادیان - دکتر مرضیه علی خاصی - دکتر فرزانه فرید - دکتر محمود کاظمی - دکتر فریده گرامی‌پناه - دکتر فریبا گل بیدی - دکتر حسین علی ماهگلی - دکتر رامین مشرف - دکتر مریم معاریان - 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 ابدار - غلامرضا اخلاقی - محمود اسدی - تهمینه باخور - علی اصغرتاجر بادامچی - حمید جامه‌در - حسین چاقری - مصطفی حیدری - حسین خورشیدی - منوچهر رشوند - محمد روحبخش - ناصر علی زرگرزاده - غلامرضا زیاری - قدرت‌الله ستوده‌نیا - احمد سلمانی قهیزی - محمد جعفر غلامیان - ذبیح‌الله مجبی - هادی مدبری - محسن مینایی - ابوالحسن هاشملو - نفیسه هاشم نژاد - علی هاشمی‌زاده - احمد نمازی - رضا یونس نژاد

گروه بهداشتکاران دهان و دندان: سولماز پذیرا

مختصری بر تاریخچه ظهور زیرکونیا و استفاده از فناوری

اصول پودرگذاری و رنگ آمیزی در پروتزهای ثابت دندانی

براکسیسم، علت‌ها و درمان

Distalizer

Implantology

گوهر معرفت

علل بوی بد دهان

PICTURAL DICTIONARY

خاطره یک روز کاری در لابراتوار - Miss Cast

چگونه یک پسورد امن انتخاب نمایم؟

اولین سمینار علمی دانشجویان پروتز دندان

گزارش تصویری

اخبار

Biocompatible Denture
Polymers - A Review

An evaluation of the hardness
of flexible Denture Base Resins



مدیر سرپرست

بنام حضرت حق

از شماره قبل دو اتفاق خوب برای نشریه شکل گرفت. که نشان از تلاش دست اندرکاران جهت ارتباط هر چه بیشتر با مخاطبان می‌باشد، اول راهاندازی وبسایت ماهنامه این امکان را به ما و شما می‌دهد که بتوانیم در یک فضای مجازی افکار و اندیشه‌های علمی خود را به عمل تبدیل نمائیم و از آن به عنوان یک میدان مبارزه علمی بهره بگیریم. دوم ایجاد صفحه‌ای بنام پرسش و پاسخ که این امکان را می‌دهد تا در خصوص پرسش‌های متعدد که همکاران داشته و به هر علتی موفق به کشف جواب آن نبودند، در این صفحه پرسش آنان به نظر اساتید رسیده و جواب آن نیز درج خواهد شد. که امیدواریم این مهم نیز در وبسایت ماهنامه فعال گردد تا بتوانیم در فضای مجازی نیز به گفتگوی علمی بپردازیم. از این دو اتفاق که بگذریم، نگاه تیزبین شما مخاطبان که به طرق مختلف ابراز می‌دارید ما را بر آن می‌دارد که از این پس در شکل‌گیری تک تک صفحات و سواس و دقت بیشتری به خرج دهیم. از همه شما به خاطر این نگاه نقادانه سپاس‌گزاری کرده، مطمئن هستیم با اعلام اینگونه نظرات، خود را در موفقیت‌های حاصله سهیم می‌دانید.

شاد باشید.

مدیر اجرایی و دبیر سرویس خبر: مهندس الهه کبریایی

کانون ایده پردازان تبلیغات: محمد روحبخش، مهندس دانیال صبوری

مدیر هنری: محمود فریزی

صفحه آرایی: محمود فریزی، حمیدرضا یزدان‌خواه

مترجم: بهنوش یوسفی مقدم

ویراستار: الهام کبریایی

توزیع و تدارکات: داود تقی زاده

لیتوگرافی و چاپ: فارابی - تهران، خیابان انقلاب،
خیابان استاد نجات‌الهی، کوچه سلمان پاک،

پلاک ۱. کد پستی: ۱۵۹۹۶۸۷۱۱۹ تلفن: ۸۸۸۰۸۲۲۹-۲۱

تیراژ: ۵۰۰۰ جلد

نشانی مجله: تهران - کارگر شمالی - خیابان نصرت غربی - پلاک ۷۲ - واحد ۱۰

تلفن: ۶۶۹۱۴۲۹۱-۲۱

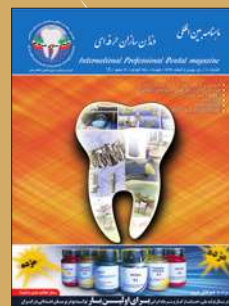
نمبر: ۶۶۴۳۸۷۲۹-۲۱

www.prodentalmag.com

info@prodentalmag.com ----- دریافت نظرات، پیشنهادات، انتقادات و مقالات

ads@prodentalmag.com ----- تماس با بخش آگهی و تبلیغات

sales@prodentalmag.com ----- تماس با بخش فروش



۴

۶

۱۰

۱۱

۱۲

۱۵

۱۷

۱۸

۱۹

۲۰

۲۲

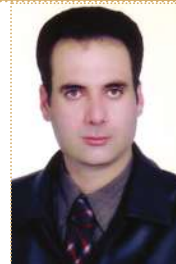
۲۳

۲۴

۴۰

۴۸

مختصری بر تاریخچه ظهور زیر کونیا و استفاده از فناوری آن



مرتضی اتابک
تکنولوژیست پروتز دندان

بخش دوم

CAD-CAM در علم دندانپزشکی



مقدمه

فناوری دیجیتال مورد استفاده در صنایع می‌توان در علم دندان پزشکی نیز بهره برد که این آغازی برای مطالعه نحوه به کارگیری سیستم CAD-CAM و مطالعه برای دستیابی به مناسب ترین مواد برای استفاده در این سیستم بود.

در سال ۱۹۷۵ فیزیکدان انگلیسی رون گاروی مطالعاتی بسیار حائز اهمیت تحت عنوان "زیرکونیا، روکش‌های تمام سرامیک" منتشر نمود. تحقیقات وی بر روی امکان ایجاد ثبات در ساختار شش وجهی دی اکسید زیرکونیوم با اضافه کردن حدود ۵/۵ درصد اکسید ایتریوم کمک کرد تا به ماده ای با خواص مکانیکی استثنایی و ثبات بیولوژیکی بالا دست پیدا کند. این تحقیقات گام‌های نخستین برای کاربرد زیرکونیا در دندان پزشکی بودند.

در دهه ۱۹۸۰ علیرغم تلاش بسیار زیاد انجام شده در دهه قبل، تغییر زیادی در مواد و فناوری مورد استفاده در تولید روکش‌های تمام سرامیک حاصل نشد. در این دوره زمانی دو ماده Dicor (corning glass) و Cerestone (coors Biomedical) به بازار معرفی شدند. با اینکه هر دوی این مواد خیلی زود از رده خارج شدند ولی مبنایی شدند برای سرامیک‌هایی که امروزه مورد استفاده قرار می‌گیرند. به طور مثال در Dicor برای اولین بار از سیستم ریختگی گلاس و حذف موم استفاده شد و یا در Corestone نیز از تکنیک حذف موم برای پرس اکسید منیزیم حجیم شده به جای تاج استفاده شده که سپس به منظور جایگزینی روکش پرس‌لن این مواد منقبض و خارج می‌شود. این همان روشی است که در حال با استفاده از تجربه سال ۱۹۸۳ مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در این روش‌ها ابتدا Dicor با فسفات روی سیمان زده می‌شد که ماندگاری کمی برای دندان‌های خلفی داشت. اصلاح این روش با باندینگ روکش‌ها در محل با Malamet باعث موفقیت بیشتری برای Dicor شد ولی باز هم این سیستم تنها برای دندان‌های قدامی مناسب بود.

اصلی ترین سوال این است که با توجه به استحکام و پاسخگویی تا حدودی قابل قبول روکش‌های PFM، چرا محققان این همه برای ساخت روکش‌های تمام سرامیک تلاش نمودند؟

ساده ترین پاسخ به این سوال زیبایی و مطابقت زیستی روکش‌های تمام سرامیک است.

تنها تعداد کمی از افراد نسبت به فلز از خود حساسیت و آلرژی نشان می‌دهند، ممکن است که زیبایی به نسبت استحکام برای دندان‌های خلفی اهمیت زیادی نداشته باشد ولی برای دندان‌های قدامی، بیمار علاوه بر استحکام به زیبایی بسیار زیاد و در حد دندان‌های طبیعی نیاز دارد.

تمامی روکش‌های تمام سرامیک بدون شک زیاتر از روکش‌های PFM

جای تردید نیست اگر دست اندرکاران علوم دندانپزشکی بدنبال ماده ای باشند که به علاوه بر تأمین زیبایی و مشابهت با رنگ طبیعی دندان از استحکام و ماندگاری خوبی نسبت به آلیاژها دارا باشد بسیاری بر این باورند که زیرکونیا یافته ای است برای پاسخ به این تقاضا.



در شماره قبلی خواص فیزیکی، تاریخچه اکتشاف و فراوانی این عنصر را به اجمال معرفی نمودیم. در این شماره به تاریخچه ورود این عنصر به علم ساخت پروتزهای دندانی اشاره می‌نماییم.



تاریخچه

مسابقه برای ساخت پروتزهای ثابت تمام سرامیک از دهه ۱۹۶۰ میلادی با جکت کراون‌های McCleans که با پرس‌لن‌های Feldspathic ساخته شده بود آغاز شد. کمی بعد این پرس‌لن‌ها با پرس‌لن آلومین تقویت شدند ولی این مواد نیز به علت کم بودن مقاومت و ابداع نشدن سیمان‌های رزینی و silanization نسبت به فشار، تنها برای تک روکش‌های دندان‌های قدامی مناسب بودند.

در سال ۱۹۶۳ میلادی، Weinstein و Katz روکش‌های ساخته شده با اکسید فلز که قابلیت باند شدن با سرامیک را داشت معرفی نمودند، این مواد که تحت عنوان روکش‌های PFM شناخته می‌شوند به عنوان استاندارد برای مقاومت فیزیکی روکش‌ها مورد قبول هستند، اما این روکش‌ها علیرغم مقاومت بالا از نظر سازگاری با بدن و زیبایی شناسی استاندارد بالایی ندارند.

تلاش برای رفع مشکلات روکش‌های PFM از سال ۱۹۷۰ جدی تر گرفته شد. در این دهه فردی به نام فرانچز دورت دریافت که چگونه از

زانو استفاده می‌شد. این ماده در صورت ترکیب با ۳ درصد ایتريوم تبدیل به اکسیدی بسیار قوی با خواصی متفاوت می‌گردد ($ZrO_2Y_2O_3$) که در صورت سینترینگ تحت گرما و فشار مقاوم تر نیز می‌گردد. تست‌های متعدد نشان داده که بریج ساخته شده از جنس مرغوب زیرکونیا تا ۵۰ سال استحکام اولیه خود را حفظ کرده و هیچ گونه آلرژی در تماس با بافت نرم ایجاد نمی‌کند. لازم به ذکر است که زیرکونیم دارای ساختارهای چندوجهی متفاوت با خواص مختلفی بوده که سعی بر آن است تا در شماره بعدی انواع مختلف این ساختارها و خواص‌شان حضورتان معرفی گردد.

References:

1- Grossman DG, Processing a dental ceramic by casting methods. In: O'brienWJ Craig RG, eds. Proceedings of conference on recent developments in dental ceramics. Columbus, Ohio:American Ceramic Society, 1985:19-40.

2- Malamet KA, Grossman DG. Bonded vs non-bonded dicor crowns:four year report. J Dent Res 1992; 71:321 Abstract

3- Malamet KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass ceramic dental restorations over 14 years. Part I: Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface etching, tooth position, gender and age. J Prosthet Dent 1999;81(6):23-32.

4- Choices in the Zirconia Marketplace. A Short History Leading to Zirconia, James L. Soltys, DDS, 2006-11-01

هستند زیرا فلز مورد استفاده در روکش‌های PFM برای کسب رنگ طبیعی دندان نیاز به یک لایه اپک دارند. این لایه علاوه بر افزودن به ضخامت کار، مانع عبور نور از جسم پروتز می‌شود. این نور بازتاب شده از پروتز باعث می‌شود تا روکش‌های PFM در نواحی از دندان با ضخامت کمتر خصوصا ناحیه جینجوال از شفافیت کمتر یا حجم بیشتری برخوردار بوده و ظاهری طبیعی نداشته باشد. برخلاف آن روکش‌های تمام سرامیک در همان نواحی نازک بخاطر بازتاب نور به نظر طبیعی می‌آیند.



در دهه ۱۹۹۰ میلادی تغییرات زیادی در مواد سرامیکی موجود رخ داد و فناوری‌های زیادی در این زمینه با فواصل نسبتا کم وارد بازار شدند. به طور مثال Procera (Nobel Biocare) در سال‌های دهه ۹۰ معرفی شد که در آن از پروسه پرس تاج با اکسید آلومینیوم استفاده می‌شد. بعد از آن از سینترینگ (sintering) یا پختن تاج سرامیکی تحت فشار و دمای بالا استفاده می‌شد که تا این زمان محکم ترین و قوی ترین روکش بدون فلز کارهای ساخته شده با این روش با اکسید آلومینیوم بودند. با پیشرفته تر شدن فناوری دیجیتال و استفاده از کامپیوتر در تمامی زمینه‌ها، حال زمان آن بود تا این فناوری به علم دندان پزشکی نیز وارد شود.

همانطور که گفته شد تلاش برای به کارگیری کامپیوتر در دندان پزشکی از سال‌های دهه ۷۰ و ۸۰ میلادی آغاز شد، اما از آنجا که این فناوری‌ها در آن زمان در آغاز کار بودند و پیچیدگی خاص خود را داشتند مدت زمان نسبتا طولانی مورد نیاز بود تا محصولی از هر جهت قابل اطمینان تولید شود که در این مدت مواد مورد استفاده برای این سیستم نیز ارتقاء یافتند. در سال‌های دهه ۲۰۰۰ میلادی، شرکت‌های زیادی دستگاه‌های جدیدی را به بازار معرفی نمودند که جدیدترین ماده موجود برای ساخت روکش‌های تمام سرامیکی، یعنی زیرکونیا را می‌تراشید. برای این ماده همچنان از سینترینگ استفاده می‌شد. این ماده نرم بوده و به راحتی با فرز دستگاه با دقت بسیار بالا تراشیده می‌شد.



از این ماده قبلا در سال ۱۹۷۶ برای ساخت پروتزها خصوصا گویچه

اصول پودر گذاری و رنگ آمیزی در پروتزهای ثابت دندانی



هوشنگ کبریایی
تکنولوژیست پروتزهای دندانی

(PFM)

بخش دوم

مقدمه

می‌دهیم که نتیجه آن با چند تجربه کاری درمورد کوره و طرز کار با آن پیدا خواهد شد.

Vitrification - لغت ویتریفی کیشن در اصطلاح سرامیک؛ به حالتی گفته می‌شود که پرسن در اثر پخت و حرارت به فاز مایع تبدیل شده و پس از سرد شدن بصورت شیشه ای درآید، که در اصطلاح به این حالت vitreous ویتروئوس می‌گویند.

در این عمل فاز شیشه ای سیلیکا توسط انواع اکسیدهای فلزی (فلاکس) شکسته شده و تحرک مولکولی زیادی ایجاد می‌شود و عمل کریستالیزاسیون و یا دویتریفی کیشن devitrification ایجاد خواهد شد. بطور کلی باید توجه داشت چنانچه عمل پخت پرسن بصورت صحیح انجام شود چینی به خوبی به مرحله شیشه ای glass phase خواهد رسید. و ذرات بصورت دانه دانه بهم باند خواهد شد و منظره translucent پدید خواهد آمد ولی هنوز بصورت بلوری prismatic خواهد بود ولی اگر حرارت زیاد داده شود و Over Heat شود آنگاه حالت گرانیولی بهم خورده و بصورت هموزن در خواهد آمد که نتیجه آن منظره شیشه ای با رنگ سبز خواهد بود و نهایتاً سبب می‌شود که خطوط شارپ و زاویه بصورت روند درآمده و حالت آناتومیکی کار بهم بخورد.

در حالت ایده آل، فقط حالتی که یک لایه نازک شیشه ای در روی کار قرار می‌گیرد و بیشتر از ۲۵ میکرون ضخامت نداشته باشد برای ما مطلوب خواهد بود و این تنها با کنترل درجه حرارت کوره حاصل خواهد شد ولی همیشه سعی می‌شود درجه حرارت کوره کمی پائین تر انتخاب شود؛ زیرا این عمل سبب مراقبت translucent و زیبایی کار پرسن خواهد شد.

یکی دیگر از عواملی که در حین پخت برای ما مهم می‌باشد جلوگیری از منظره ابری cloudiness که در حین پخت چینی و یا گلیز کردن بوجود خواهد آمد می‌باشد. این منظره ابری شکل به این علت ایجاد می‌شود که پس از عمل vitrification و هموزن شدن پرسن در اثر پخت مولد الکائی و (فلاکس) مانند (K₂O-Na₂O) که در فلزات قلیایی می‌باشد سبب شکسته شدن فاز شیشه ای شده که عمل کریستالیزاسیون مجدد یا devitrification بوقوع خواهد پیوست و نتیجه آن پیدایش یک منظره ابری شکل خواهد بود و چینی هایی که برای متال سرامیک مورد استفاده قرار می‌گیرد از نظر دویتریفی کیشن بسیار حساس تر هستند، ولی در دو نوع رگولار و آلومینیوس مقاومت نسبت به حالت کریستالیزاسیون بیشتر است.

بطور کلی باید توجه داشت که جهت جلوگیری از حالت ابری شدن یا devitrification از حرارت دادن بالا over heat به پرسن باید اجتناب نمود.

در بخش اول: درباره نحوه و تکنیک‌های پودر گذاری و نکات اساسی، برای تأمین زیبایی و رنگ دندان‌ها از درون پودر پرسن به نظر تان رسید. اینک برای رنگ آمیزی و ایجاد کاراکتریزیشن در سطح چینی مطالبی به شرح زیر بیان می‌شود تا مورد استفاده دانش پژوهان و همکاران عزیزم واقع گردد.

تکنیک های رنگ آمیزی

در رنگ آمیزی باید توجه داشت که کران یا کار آماده شده را بعد از پخت خوب برس زده و تمیز می‌کنیم و با آب مقطر شستشو می‌دهیم و سپس بوسیله دستگاه آلتراسونیک Ultrasonic cleaner خوب تمیز نموده و بعد بدون دستمالی و آلوده کردن آنرا روی دای قرار می‌دهیم یا با پنس مخصوص آنرا می‌گیریم و خشک می‌کنیم.

دو تکنیک جهت رنگ آمیزی مورد استفاده قرار می‌گیرد

۱- تکنیک خشک یا Dry technique که رنگ در روی سطح خشک چینی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۲- تکنیک مرطوب Wet technique که در روی سطح ابتدا مایع رنگ یا Stain liquid مالیده می‌شود سپس رنگ ها در نقاط و سطوح مورد نظر قرار داده می‌شوند.

به هر صورت ما در بخش رنگ آمیزی بطور مفصل در این باره صحبت خواهیم کرد.

گلیز - برای گلیز کردن زمانی که کوره به درجه استندبای رسیده است کار را که قبلاً مایع گلیز روی آن مالیده شده است در روی Firing tray قرار می‌دهیم و پس از مدت ۲ دقیقه آنرا به داخل مفل کوره می‌فرستیم و برای مدت ۳-۴ دقیقه در حرارت ۹۳۰ ° C قرار می‌دهیم که این زمان و درجه حرارت بستگی به میزان نیاز به گلیز و تجربه اپراتور خواهد داشت. البته در اینجا مسئله کارکردن با کوره و تجربه شخص اپراتور اهمیت زیادی دارد و بایستی توجه داشت که هیچ وقت در اثر حرارت زیاد و مدت زمان زیاد نبایستی over glaze کنیم زیرا در اثر حرارت بالا تمام نقاط مشخص و شارپ ممکن است در اثر ذوب، پخ شده و از بین برود که در اصل ویسکوزیته پرسن کاهش خواهد یافت.

در صورت مشاهده چنین علائمی در سطح کار، میزان حرارت را کاهش

calcification یا اشکال در ساختمان دندان بکار می‌رود و همچنین در ارتباط با ضخامت دنتین و انامل پوشاننده آن است.

۳- Incisal Effect: افکت انسیزال در ایجاد کلسیفیکاسیون، ترک، اختلالات ساختمانی، رنگ های داخلی موثر می‌باشد.

۴- Surface stain: رنگ های سطحی هستند که در سطح دندان برای بروز جلوه طبیعی مثل سیگار، رنگ غذا و رنگ جرم و غیره بکار می‌روند.

◀◀ Nek or gingival Effect

این رنگ پودر برای ناحیه ۱/۳ لثه ای و لثه های لثه ای استفاده می‌شود و از نظر رنگی نیز از غلظت بیشتری برخوردار است. و میتواند در ناحیه سرویکالی سیاهی ناشی از رنگ فلز را نیز بپوشاند. در افراد جوان می‌تواند رنگ انامل را تا ناحیه لثه ای ادامه داد که منظره یکنواخت و طبیعی بوجود بیاورد.

◀◀ Dentin Effect

افکت دنتین ممکن است در سطح وسیعی مورد استفاده قرار گیرد. برای اینکار می‌توان از رنگ های پررنگتر، از رنگ انتخاب شده بکار برد و ممکن است در یک قسمت یا در تمام سطح فاسیال مورد استفاده قرار گیرد.

◀◀ Nek Effect

زمانی که پوشش زیادی از پرسنل یا آلومینیوم کور برای پوشانیدن متال سرامیک مورد نیاز نیست می‌توان از پودرهای دنتین تیره تر یا پودرهای رنگی استفاده نمود.

◀◀ Dentin mamelons

در بسیاری از نمونه های دندانی قدامی برجستگی های کوچک محو ماندنی به نام mamelons موجود است که برای ایجاد آن می‌توان در سطح دنتین شیارهایی را ایجاد نمود و سپس در آن کمی از پودرهای روشن‌تر با ترانس لوسنت بالا در آن منطقه شکل داد تا عمق شیارها را نشان دهد.

◀◀ Producing of discolour Filling ایجاد نقاط پر شده تغییر رنگ یافته

این اثر بیشتر در نواحی سطح دندان که منظره پرکردگی را نشان دهد انجام می‌شود و هیچوقت نباید آنرا در سطح لیپال و در معرض دید مستقیم قرار دهیم. برای پرکردگی کلاس ۳ می‌توان مقدار کمی از پرسنل را برداشت و سطح مقعر ایجاد نمود و سپس با رنگ های غلیظ تر آن منطقه را پر کنیم در این حال باید به شکل پرکردگی کلاس ۳ توجه داشته باشیم.

◀◀ اتمام و پالیش کردن سطح طلا یا (آلیاژ بیس متال) در پرسنل Finishing and polishing the gold or (metal) surface

۱- برداشتن اکسید های سطحی: پس از اتمام پخت، جهت پالیش کردن و تمیز کردن ناحیه colar در سرامیک بهتر است از مولت های الماسی استفاده شود، برای این کار همیشه با سرعت کم دستگاه استفاده می‌شود و با مولت های الماسی لایه های اکسید را برمی‌داریم اما برای برداشتن فلزهای اضافی یا قطع قسمتهای فلزی بهتر است قبل از فرم دادن پرسنل انجام شود و همیشه باید سعی نمود که در مارچین کارها دست خوردگی و اشکالی ایجاد نشود.

۲- برداشتن تراشه ها و اثرات سایش و صاف: پالیش لثه های مارچین بوسیله مولت لاستیکی Rubber wheel با حرکت موتور در خلاف جهت عقربه های ساعت در حالی که کرون روی دای محکم قرار گرفته است انجام می‌گیرد و مولت لاستیکی را بطرف مارچین حرکت داده و آثار و بقایای سنگ زدن های قبلی و تراشه ها را برداشته و تمیز میکنیم.

۳- پالیش کردن نهایی: در این قسمت می‌توان از خمیرهای abresive ابرسیو استفاده نمود که موتور با سرعت ۱۰-۵ هزار دور در دقیقه لثه های مارچین را بوسیله glass polishing wheel پالیش می‌نماید.

◀◀ Heat Treatment - تعمیرات بوسیله حرارت (سختی)

بعضی از کارخانه های سازنده پودر پرسنل توصیه می‌کنند، پس از انجام کلیه مراحل سرامیک و لحیم کاری و قبل از مرحله پالیش کردن برای اینکه آلیاژ بتواند خواص اصلی خود را باز یابد بوسیله حرارت دادن منظم می‌توان سختی خود را بدست آورد. از این رو مثلاً برای طلای دگودنت Dequdent نیم ساعت در حرارت ۵۰۰°C و برای دگودنت یونیورسال ۶۰۰°C پیشنهاد می‌شود.

◀◀ رنگ آمیزی پرسنل های دندانی Special Effects in Dental porcelain

بطور کلی رنگ دارای سه بخش است. ۱- Hue: نوع رنگ است مثل قرمز یا نارنجی- آبی و غیره
۲- Chroma: که درجه خلوص یا طیف رنگ از کم رنگی و پررنگی یک نوع رنگ بخصوص را نشان میدهد.
۳- Value: میزان کلی انعکاس و درخشندگی رنگ است که این خاصیت بستگی به میزان روشنی و برآقی خواهد داشت.

◀◀ انواع Effect

۱- Gingival Effect: که تقریباً شباهت به رنگ دنتین لثه‌ای دارد در لثه های مارچین کاربرد دارد.
۲- Dentin Effect: افکت دنتین در ایجاد کلسیفیکاسیون

Incisal Effect

پرسنل وج شکل برداشته شده را در محل خود قرار داده و کناره های آنرا سیل seal می کنیم.

در اینجا در صورتی که کناره ها سیل نشود سبب ایجاد ترک در سطح کار خواهد شد. در ضمن میتوان شیارها را بشکل V یا V.shape درآورد و پس از رنگ آمیزی بوسیله پودر تازه آنرا پر کرده و پس از پخت منظره طبیعی بوجود خواهد آمد.

ایجاد رنگ های خیلی پررنگ در سطح انامل منظره غیر طبیعی و حالت مصنوعی بوجود خواهد آورد.

ولی استفاده صحیح از افکت های انسیزال سبب می شود حالت طبیعی به دندان بازگشته و از نشان دادن قطعات مصنوعی در دهان جلوگیری شود.

افکت های انسیزال ممکن است از زرد مایل به سفید کم رنگ شروع شده تا رنگ نارنجی پررنگ ختم شوند و ممکن است بصورت stain رنگ همواره با پودر مصرف شوند و رنگ های مثل سفید- نارنجی، خاکستری و آبی می تواند برای افکت های انسیزال استفاده شود.

ایجاد نقاط نشان دهنده هیپوکلسیفیه در روی کران

نقاط سفیدی که گاهی بصورت لکه هایی در نواحی پروگزیمال و گاهی در سطح دندان مشاهده میشود نشانه یک اختلال در امر کلسیفیکاسیون مینائی دندان دارد و ایجاد آن گاهی یک منظره طبیعی برای دندان بوجود می آورد. برای این منظور در نواحی پروگزیمال و پروگزوانسیزال مقدار کمی پودر قبلی را برداشته و بجای آن از پودر سفید یا white بمقدار جزئی استفاده می کنیم و سپس در روی انامل یک لایه نازک از پودر بیرنگ پرسنل در محل ایجاد شده لکه های سفید می مالیم که پس از پخت نقاط هیپوکلسیفیه مشاهده می شود و منظره طبیعی ایجاد خواهد نمود.

رنگ نارنجی انسیزال Incisal orange Hue

در بعضی اوقات در لبه های انسیزال دندانهای طبیعی، رنگ نارنجی مشاهده می شود که منظره و شکل آن تقریباً مشابه منظره تو خالی و گود می باشد و تنها در لبه انسیزال مشاهده می شود که برای ایجاد آن بهتر است به مقدار ۰/۵ - ۰/۲ میلیمتر از لبه های انسیزال برداشته شده و سپس به آرامی و با غلظت کم، رنگ را در لبه، مورد استفاده قرار دهیم و سپس آنرا با پرسنل های بی رنگ بپوشانیم. در نتیجه شکل دلخواه ایجاد می شود.

روش رنگ آمیزی ثابت Fixed stain technique

در این روش سعی می شود که بر روی پرسنل پخته شده رنگ بصورت مستقیم مالیده و تغییر رنگی که مورد نظر می باشد ایجاد شود. در این روش نقاط مورد نظری که باید رنگ مالیده شود به آرامی چرخ شده و تیز میشوند و سپس رنگ را در نقاط مورد نظر می مالیم و در ادامه با حرارت ملایم رنگ را در سطح کار ثابت می کنیم و سپس با استفاده از پودرهای بی رنگ Colour less porcelain شکل طبیعی و فرم دلخواه را ایجاد می کنیم. بطور کلی رنگ هایی که در سطح ایجاد می شود باید ایجاد کننده حالت طبیعی دندان باشد.

بطور کلی دو تکنیک برای glazing مورد استفاده قرار می گیرند:

۱. تکنیک خشک یا Dry technique
۲. تکنیک مرطوب یا Wet technique

ایجاد رنگ آبی (انعکاس رنگ آبی) Simulating Blue translucency of Approximal Enamel

در این مرحله برای ایجاد افکت از ناحیه پروگزیمال و لبه های مینائی مقداری که بیشتر از ۰/۵ میلیمتر نباشد، برداشته و سپس رنگ آبی موجود را با قلم مو به آرامی و به مقدار کم در سطح آن می مالیم؛ باید توجه داشت که هیچوقت مقدار زیاده تر از ۰/۵ میلیمتر برداشته نشود زیرا این کمبود بایستی با انامل شفاف پوشانده شود و زیاده روی در آن ممکن است رنگ خاکستری ایجاد کند.

پس از برداشتن انامل و قرار دادن رنگ آبی می توان سطح را با کمی پودر شفاف پوشاند تا پس از پخت و گلیز رنگ آبی بسیار ملایمی در لبه های پروگزیمال انامل مشاهده شود.

ایجاد خطوط عمودی در امتداد محور طولی دندان simulating enamel check line the wedge technique

یکی دیگر از لند مارکهایی که در دندانهای طبیعی گاهی مشاهده میشود وجود خطوطی در امتداد محور طولی دندان و در سطح انامل است که بمانند ترک یا جوش خوردن انامل مشاهده میشود که مظهر طبیعی به دندان میدهد. لذا برای ایجاد این منظور می توان از تکنیک وج استفاده کرد که از پودر سطح انامل بصورت برشهایی به شکل وج برداشت و سپس از رنگ زرد کم رنگ، در دیوار عمودی برش به آرامی مالید و سپس پودر

DRY TECHNIQUE

رنگ ناحیه طوق Cervical stain

در این تکنیک رنگ مورد نظر را انتخاب می کنیم و بعد آنرا با مایع مخصوص stain liquid مخلوط می کنیم و با برس مویی به آرامی آنرا در محل مورد نظر می مالیم و اجازه می دهیم تا خوب خشک شود و اگر رنگ های غلیظتری مورد نیاز باشد میتوان رنگ را دوبار یا سه بار و یا حتی بیشتر بر روی کار مالید، اما بایستی توجه داشت که بعد از هربار

تغییر رنگ Alteriny colour

برای تغییر رنگ دو تکنیک استفاده می‌شود.

۱. مخلوط کردن نسبت‌های مختلف دو نوع دنتین و بدست آوردن رنگ حد وسط

۲. تغییر رنگ به مقدار جزئی با حفظ رنگ اولیه: در این روش از لایه های دیگر دنتین بر روی رنگ اصلی استفاده می‌شود که می‌تواند تغییر رنگ جزئی ایجاد کند که روش OVERLAY TECHNIQUE می‌باشد. یعنی با استفاده از رنگ های دیگر دنتین انجام می‌شود. برای مثال ما می‌خواهیم رنگ زردی B۳ را کاهش دهیم. میتوان با قرار دادن یک لایه از رنگ C۲ که خاکستری میباشد یا از پودرهایی که خاکستری هستند مقداری value آنها تغییر دهیم. البته باید توجه داشت که رنگ دلخواه از نظر value-hue و chroma بسیار حساس بوده و به سختی ممکن است رنگ دلخواه ایجاد شود ولی باید در نظر داشت بوسیله رنگ‌آمیزی و یا پودرهای غلیظ می‌توان راحت تر رنگ های مورد نظر را ایجاد کرد.

تغییر رنگ بوسیله رنگ‌آمیزی change hue by surface stain

بعضی از همکاران معتقدند که ما میتوانیم رنگ ها را تغییر دهیم به شرط آنکه معلومات ساختمان رنگ و رنگ های مکمل را بخوبی بدانیم. که چگونه خاصیت خنثی کردن همدیگر را دارا می‌باشند. برای مثال (رنگ زرد- بنفش) (قرمز - سبز) (آبی - نارنجی) اگر رنگ‌های مکمل بصورت نابرابر در chroma مخلوط شوند، رنگ ضعیف‌تر و بصورت خاکستری در خواهد آمد.

اگر رنگ‌های مکمل در مقیاس برابر value و chroma باهم مخلوط شوند رنگ خاکستری خنثی ایجاد خواهد شد. اگر رنگ های مکمل در امتداد یکدیگر قرار گیرند رنگ‌ها قوی‌تر و پرنرنگ‌تر نمایش داده خواهد شد. یک سرامیست باید بداند که اگر رنگ انتخاب شده برای دنتین اشتباه باشد با استفاده از رنگ‌های مکمل قادر خواهد بود که این رنگ را به راحتی خنثی کند. از نظر تئوری ممکن است این عمل کاربرد زیادی داشته باشد ولی در عمل کاربرد کمتری دارد زیرا رنگ‌های بکار گرفته شده در سطح دارای خاصیت انعکاسی زیادی هستند و نورهای تابیده شده به کران قادر به عبور از دنتین نبوده و تنها بوسیله رنگ استفاده شده در سطح کران انعکاس می‌یابند و به چشم خواهد رسید، پس در این‌صورت برای رنگ‌آمیزی باید از رنگی استفاده کنیم که در نهایت انتظار دیدن آنها داریم (در hue و chroma) در مواردی که مخلوط کردن رنگ‌ها بصورت غلط انجام شده باشد می‌توان بوسیله wet technique در صدد اصلاح رنگ برآییم و بطور کلی باید در نظر داشت که تغییر رنگ از کم رنگتر به پرنرنگ‌تر ساده‌تر است و برعکس آن مشکل، در ضمن تغییر hue و chroma بسیار مشکل خواهد بود.

رنگ با حرارات ملایم آنرا خشک کنیم و دو مرتبه رنگ آمیزی را روی کران بمالیم.

INCISAL STAIN

رنگ های لبه ای انسيزال: از لبه های انسيزال کمی برمی‌داریم تا حالت توخالی یا کمی فرورفته نشان بدهند سپس از رنگ نارنجی میتوان در لبه انسيزال استفاده کرد.

روش مرطوب Wet technique

در این روش که بنظر عده ای ارجح تر میباشد رنگ های پس از گلز حالت طبیعی تری پیدا می‌کنند. در این روش سطح کار بوسیله stain liquid مرطوب شده و سپس رنگ مورد نظر را با مایع مخلوط کرده و در نقاط مورد نظر می‌مالیم. بایستی توجه داشت که اگر مقدار مایع در سطح کران زیاد باشد سبب حرکت رنگ میشود و منظره بدی را بعد از پخت ایجاد خواهد کرد.

رنگ های ناحیه پرگزیمال Approximal stain

از رنگ در حالت خشک یا مرطوب میتوان استفاده نمود و منظور از استفاده این رنگ این است که کناره های کران شفاف و یا رنگ روشن دیده شود.

تغییر در ترانس لوسنی و رنگ Alteriny colour and translucency

ماده ترانس لوسنت ماده ای است که اجازه می‌دهد نور از آن عبور کند و هر ماده ای که نور بیشتری عبور دهد ترانس لوسنتر می‌باشد. ترانس لوسنی در پرسنل بستگی به میزان عمق انامل پرسنل دارد و ما بوسیله رنگ نمی‌توانیم ترانس لوسنی را افزایش دهیم. اما بعضی از همکاران معتقدند که بوسیله رنگ آبی و یا خاکستری می‌توان میزان ترانس را افزایش داد.

کاهش ترانس لوسنی را در لبه انسيزال میتوان بوسیله مالیدن مقدار کمی رنگ سفید در پشت سطح لینگوال انجام داد و در مواردی که سطح زیاد مورد سوال باشد بایستی مقدار کمی از سطح را با مولت برداشت و پرسنل تازه روی آن قرار دهیم و در نقاطی که مثل پیدا بودن اوپک، لکه‌های کثیف یا نقاطی که با خط انامل و دنتین مشخص می‌باشد در این مراحل می‌توان از رنگ‌های سطح استفاده نمود. مثلاً رنگ خاکستری و آبی را مخلوط می‌کنیم و رنگ دلخواه بدست می‌آید. که با لبه های انسيزال هماهنگ بوده و می‌تواند اشتباهات گذشته را جبران نماید.

براکسیسم، علت‌ها و درمان

بخش دوم

علی اکبر یوسفی مقدم
کارشناس پروتزهای دندانی



در سطوح لایبال و باکال فقط نیمی از دندان را بپوشاند و با مارژین لثه در این سطوح فاصله داشته باشد. در سطح لینگوال یا پالاتال درفک بالا یک سوم قدامی کام سخت، پوشیده می شود. پس از برداشتن اضافات این ورقه و امتحان تطابق و ثبات آن روی دندان‌ها و بافت‌های پوشیده شده، مقدار کمی آکريل خود سخت شونده به ناحیه انسزال‌ها روی ورقه رزینی اضافه و فک پایین به موقعیت مرکزی هدایت می شود، فک را باز و بسته می کنند تا اثرات دندان‌ها مقابل، به صورت کم عمق روی آن بماند در ناحیه کانین ۵ اکریل بیشتری اضافه شده و دهان بیمار در موقعیت‌های مختلف هدایت شده و بر روی اکریل نرم بسته می شود تا پلیمریزاسیون کامل شود. به کمک کاغذ آرتیکولاسیون تماس‌های صاف در حرکات قدامی خلفی و کناری واستاپ‌های اکلوژالی در ناحیه انسیزورها در رابطه سنتریک حاصل می شود در این مرحله بایستی تمامی تماس‌های خلفی برطرف شوند پس از ناحیه خلفی رزین خود سخت شونده اضافه و بیمار به رابطه سنتریک هدایت تا اکریل کاملاً سخت شود. پس از سخت شدن اکریل دستگاه از دهان خارج و آنرا در آب گرم قرار می دهند تا پلیمریزاسیون کامل شود. سپس فرورفتگی‌های حاصل از کاسپ‌های فانکشنال قوس مقابل با مداد علامت زده می شود و در صورتی که فرورفتگی کاسپ از کاسی‌ها مقابل ثبت نشده باشد مجدداً اکریل اضافه می شود تا اثر تمامی کاسپ‌های فانکشنال مقابل بر روی رزین بماند. پس از آن دستگاه را در دهان امتحان کرده و با تنظیمات ممتد تماس‌های سنگین برطرف می شود، تا زمانی که هر کاسپ فانکشنال تنها یک علامت یکنواخت داشته باشد. در حرکات مختلف دیگر نیز تماس‌ها بگونه‌ای تنظیم می شود که تماس کاسپ‌های فانکشنال حذف نشوند. در خاتمه دستگاه پالیش و پرداخت شده و برای استفاده به بیمار تحویل داده می شود و در صورت کاربرد موفق و رضایت بخش بودن آن می توان دستگاه را دوبلیکیت و از آن دستگاهی با رزین گرما پخت تهیه کرد. این روش مزایا و معایبی دارد که به موقع به آن خواهیم پرداخت.

روش دیگری از ساخت اسپیلینت‌های اکلوژالی که در سال‌های اخیر متداول شده است استفاده از ورق‌های ترموپلاستیک نرم با ضخامت بیشتر از ۲mm است که این‌ها هم با استفاده از واکيوم فورمر تهیه می گردند و پس از برداشتن اضافات مانند مورد قبلی بر روی دندان‌ها قرار می گیرد بعلت نرم بودن و ضخامت موجود آن هیچ گونه رزینی روی سطح این‌ها اضافه نمی شود و بیمار از آن استفاده می کند بدیهی است شاید این دستگاه به دلیل این که روابط فکی در افراد مختلف یکسان نیست نتواند در همه افراد یکسان عمل نماید.

روش‌های مختلف دیگری نیز برای ساخت اسپیلینت‌های اکلوژالی است که در شماره آینده بیان و مزایا و معایب آنها را بررسی می نمائیم.

در شماره گذشته به عوامل ایجاد و شروع براکسیسم و راه‌های پیشگیری از آن اشاره شد یکی از راه‌هایی که توسط دندانپزشکان پیشنهاد و اعمال می گردد ساخت دستگاه‌های محافظت می باشد. در واقع با قراردادن این دستگاه‌ها روی دندان‌ها و تنظیم آن در یک موقعیت صحیح اکلوژن مطلوب، حرکات پارافانکشنال را کنترل می کنیم. حرکات پارافانکشنال حرکاتی هستند که فراتر از محدوده حرکت طی جویدن - بلع و صحبت کردن انجام می شود، این حرکات شامل براکسیسم، کلینچینگ (فشاردن) دندان‌ها به یکدیگر، جویدن ناخن و ... می باشد، متعاقب آن تماس‌های دندانی زیاد و فشار اکلوژنی تشدید می شود که در چرخه طبیعی جویدن وجود ندارد و در نهایت منجر به سایش وسیع، لقی دندان‌ها و شکستن آنها می گردد. از دیگر علائم این فانکشن‌های غلط، اسپاسم‌های عضلات صورتی، التهاب آنها و سردردهای مزمن است.

براکسیسم که در اثر حرکات پارافانکشنال بوجود می آید. باعث تغییر الگوی اکلوژنی جویدن شده که تلاش برای فرار از تماس اکلوژالی ناجبا و با تلاش عصبی عضلانی جهت حذف کاسب مزاحم است حرکات اهرمی انجام شده جهت حذف تداخل‌های اکلوژنی مذکور باعث حرکات بیشتر طرفی و پیشگرایی و به تبع آن افزایش فشار روی دندان‌های قدامی و در نتیجه سایش آنها و بدنال کم شدن اوربایت، دندان‌های خلفی دچار سایش می شوند. معمولاً سایش‌ها از روی دندان کانین شروع شده و بعداً به ست لاترال و سانتال و سپس دندان‌های خلفی درگیر خواهند شد.

اصلاح اکلوژالی یا اسپیلینت‌ها

از اسپیلینت‌ها به طور گسترده برای اصلاح اختلالات گیجگاهی فکی و براکسیسم استفاده می شود که نتایج بررسی‌ها نشان می دهد نقش موثری در اصلاح دردهای میوفشیال دارند لازم به ذکر است که هیچ فرضیه مشخص و واضحی در مورد مکانیسم عمل آنها تأیید نشده است این دستگاه می تواند برای هر دو فک ساخته شود گروهی فک بالا را ترجیح می دهند وعده‌ای هم از فک بالا برای ساخت اسپیلینت استفاده می کنند ولی در هر حال عملکرد هر دونوع رضایت بخش بوده است.

روش ساخت دستگاه

این دستگاه‌ها می تواند به دو روش مستقیم و غیر مستقیم ساخته شود. در روش مستقیم، ابتدا بعد از قالب گیری و تهیه کست به کمک دستگاه واکيوم فورمر (دستگاه خلاء) ورقه رزین ترموپلاستیک شفاف به ضخامت یک میلیمتر روی کست تشخیص به فرم مناسب درآورده می شود. قبل از آن باید اندرکات موجود در دندان‌ها و بافت‌های که توسط این ورقه پوشیده می شود ریلیف و پلاک اوت شوند. این ورقه بگونه فرم داده می شود که

Distalizer



بخش دوم

محمد روحبخش
تکنولوژیست پروتزهای دندانی با گرایش ارتودنسی



در قسمت اول دیستالایزرها، در باره فیزیولوژی استخوان و مورفولوژی ماگزیلا و مندیبول بطور مختصر توضیح داده شد و به کمیت‌های مورد استفاده در ارتودنسی اشاره شد در ادامه مختصری در باره اصول مکانیک توضیح داده می‌شود.

قوانین نیوتن

قانون اول: هر جسم تمایل دارد در حالت سکون بماند یا بحرکت خود در مسیر مستقیم ادامه دهد مگر نیرو یا نیروهایی از خارج این وضعیت را تغییر دهد. بر اساس این قانون، اجسام در این حالت در تعادل هستند و مجموع نیروهای وارد بر جسم در حال تعادل و برابر صفر است.

قانون دوم: شتاب یک جسم به جهت نیرو بستگی دارد و متناسب با نیرویی است که به آن وارد می‌شود و نسبت عکس با توده جسم دارد. براساس این قانون $F=ma$

اثر یک نیرو نه تنها به توده جسم و میزان نیروی وارد بستگی دارد بلکه به جهت آن هم وابسته است. کمیتی که دارای اندازه و جهت باشد کمیت برداری نامیده می‌شود و بردارها را می‌توان بر اساس قانون Parallelogram با هم جمع نمود.

قانون سوم: بر اساس این قانون هر عمل دارای عکس‌العملی است برابر با آن و در خلاف جهت که ممکن است مطلوب یا نامطلوب باشد. برای مثال اگر یک دندان مولر به عنوان تکیه گاه برای حرکت دندان اینسایزر به جلو با ۲۵ گرم نیرو در نظر گرفته شود حرکت دیستالی مولر در اثر نیروی عکس‌العمل نامطلوب است.

اگر با این حرکت impact شدن مولر دوم و یا ایجاد اکلوزن تروماتیک ایجاد شود این حرکت مولر نامطلوب است و باید تکیه گاه مولر اول را افزایش داد.

اصول انتقال پذیری

این اصل می‌گوید که اثر نیروهای خارجی بر روی یک دندان به محل اثر آن در امتداد محور اعمال نیرو بستگی دارد.

Center of Resistance

نقطه ای از دندان که در صورت اعمال نیرو تمام نقاط دندان بصورت موازی با هم حرکت می‌کنند.

انواع حرکت دندانی

ساده ترین شکل حرکت دندان در ارتودنسی Tipping می‌باشد که با یک نیروی منفرد (single) به تاج دندان رخ می‌دهد و دندان حول مرکز مقاومت دندان (center of resistance) می‌چرخد.

Implantology



نفیسه هاشم نژاد
تکنولوژیست پروتزهای دندانی



این مقاله با هدف معرفی واژه شناسی ژنریک ایمپلنت‌های ریشه ای در چند بخش پیش بینی شده است. در بخش اول به واژه شناسی ایمپلنت و دسته بندی آن پرداخته می‌شود. پیش نمایشی از مطالب ارایه شده به صورت کلی آورده شده است :

- ۱- اباتمنت‌ها
- ۲- ایمپلنت‌ها
- ۳- آنالوگ‌ها
- ۴- قطعات قالبگیری
- ۵- screw driver ها

ابا تمنت‌ها به ۸ دسته تقسیم می‌شوند:

- ۱- solid abutment
- ۲- cemented abutmen
 - a. Angle abutment (Hex or Torx - non Hex or non Torx)
 - b.straight abutment(Hex or Torx - non Hex or non Torx)
- ۳- mill abutment(Hex or Torx - non Hex or non Torx)
- ۴- UCLA a.gold b.cast
- ۵- temporary abutment..... a.plastic b.titanium
- ۶- ceramic abutment
- ۷- ball abutment
- ۸- locator

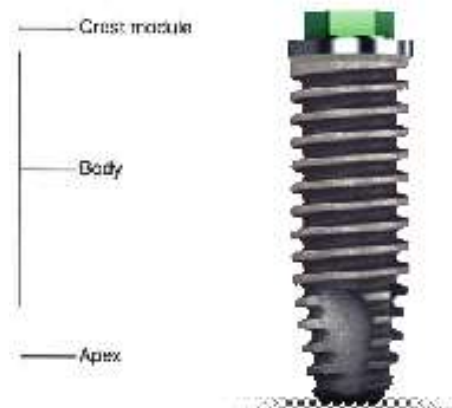
* آنالوگ‌ها به دو دسته:

- ۱- فیکسچر آنالوگ
- ۲- آنالوگ اباتمنت دسته بندی می‌شوند.

* ایمپلشن کپ‌ها بر اساس نوع قالب گیری open tray و close tray تقسیم بندی می‌شوند.

* اسکرو درایورها دارای اشکال مختلف:

- ۱- torx
- ۲- hex
- ۳- ball
- ۴- locator
- ۵- solid می‌باشند.



ایمپلنت‌های tissue level دارای یک شکل سکو مانند (platform) است که اباتمنت روی آن قرار گرفته و مقاومت فیزیکی را در برابر نیروهای محوری اکلوزال فراهم می‌کند.

در اغلب ایمپلنت‌های bone level شکل فیکسچر به گونه ای است که با اتصال اباتمنت به platform ایمپلنت , platform switching به وجود می‌آید. به وجود آمدن این حالت از نظر پریو اهمیت بسیار زیادی دارد و رویکرد رو به رشد ایمپلنت‌ها به این سمت و سو سوق پیدا کرده است. پلت فرم سوئیچینگ متدی است که برای حفظ کردن سطح استخوان آلئولار اطراف ایمپلنت‌های دندانی به کار برده می‌شود. این مفهوم اشاره دارد به اباتمنت‌هایی که قطر دایره ای narrow (کم دامنه و تنگ) داشته و روی ایمپلنت‌هایی با قطر دایره ای پهن قرار می‌گیرند.

ایمپلنت‌های ریشه ای شکل بخشی از ایمپلنت‌های اندوستئال هستند که برای استفاده از یک ستون عمودی استخوان مشابه ریشه یک دندان طبیعی طراحی شده اند. تنه ایمپلنت را می‌توان به سه قسمت crest module , تنه و آپکس تقسیم بندی کرد.

Crest module

بخشی است که برای نگه داشتن جزء پروتزی در ایمپلنت‌های دو تکه طراحی شده است. این بخش همچنین شامل ناحیه انتقالی تنه ایمپلنت به ناحیه ترانس استئال آن در کرسٹ ریج می‌باشد. Crest module در برخی موارد در خارج بافت نرم قرار می‌گیرد که به tissue level شهرت دارد و در برخی موارد همسطح بافت سخت استخوان قرار گرفته و bone level نامیده می‌شود.

bone level



tissue level





« بنابراین ایمپلنت ها به دو دسته تقسیم می شوند:

Tissue level
Bone level

در platform ایمپلنت ها اغلب یک آنتی روتیشن وجود دارد که یا به صورت external است (مانند اباتمنت ITI Narrow Neck). یا به صورت internal با شکل شش گوش داخلی morse taper و شیارهای داخلی است.



Morse taper to
reduce microbial
leakage



Internal hex for secure
accurate and reliable
abutment positioning

References

1- دکتر عباس منزوی و دکتر ITI گام به گام با پروتزهای دندانی - مرضیه علی خاصی

2- Misch 2005

3- Clin Oral Implants Res 2010;21:115-121

4-BIOHORIZONS/ITI/tiologic DENTAURUM
implant/catalog

خصوصیت آنتی روتیشنی بین ایمپلنت و اباتمنت، یکی از عوامل مهم در ثبات اتصال پیچ شونده و جلوگیری از بروز شل شدن و شکستن پیچ ها می شود.

مورس تیپر باعث ایجاد یک خاصیت اصطکاکی شده و مانع از چرخش درون ایمپلنت می گردد. مطالعات نشان داده است که این نوع اتصال cone screw چهار بار قوی تر از حالتی است که فقط از پیچ برای اتصال استفاده شود. به علاوه خاصیت مورس تیپر از حرکات جزئی اباتمنت بر روی ایمپلنت نیز جلوگیری می کند و همین امر شل شدگی یا شکستگی پیچ را به حداقل می رساند.

علل بوی بد دهان



حامد وفادار
دانشجوی کارشناسی پروتز دندان دانشگاه آزاد اسلامی

مقدمه

در بین علت های ایجاد بوی بد دهان، معمولا علل پاتو فیزیولوژیک بر دیگر علتها غلبه دارد: در بافت لیز شده، باکتری ها بر اسیدهای آمینه اثر کرده و آنها را فاسد می کنند و به صورت ترشحات پنیری باعث کریپت های حلق می شوند. همان طور که می دانید تعداد زیادی اسید آمینه و سلول های نکروز شده در بزاق وجود دارند. اسیدهای آمینه گوگردار (سولفوروس) نظیر سیستئین، سیستین، متیونین و ... به ترکیبات ناپایدار سولفور مانند هیدروژن سولفید و متیل مرکاپتان تبدیل میشوند. به ترتیب اولین و دومین مشتق به دست آمده تیول ها، سیستئین و متیونین می باشد. دکرپوکسیلاسیون اسیدهای آمینه دیگر، منجر به تولید دی آمین ها می شوند. همچنین اسیدهای چرب ناپایداری مانند والرات، بوتیرات و پریونات که همگی بوی نامطبوعی دارند، به وجود می آیند. البته علل هورمونا، گوارشی، کلیوی یا بیماریهای متابولیک علت های دیگری هستند که مولکول های بوی بد دهان در آنها با مکانیسم های متفاوتی تولید می شوند.

علل دندانی

ضایعات پوسیدگی وسیع:

پوسیدگی دندان ها باعث دمیترالیزاسیون سطح دندان و به وجود آمدن حفرات می شوند. و هنگامی که حفره ای وسیع شد، منجر به گیر غذایی می شود.

نمایان شدن پالپ دندان ها: با محتوای چرکی و نکروتیک. جراحیهای ناشی از خارج کردن دندان: که با لخته خونی تغییرات چرکی به سمت فساد پیش می روند.

گیر غذایی داخل دندانی: دندانهای ترمیم شده به خصوص زمانی که با نواحی وسیعی از داخل دندان مرتبط باشند.

آکریل دنچر در صورتی که در طول شب در دهان مانده و یا به طور منظم تمیز نشود، بنابراین باکتری ها، مخمرها و تجمعات باکتریایی موجب تحریک شده، بوی بد دهان استشمام میشود.

نامرتب بودن دندان ها: ذرات غذایی به راحتی در آنها گیر کرده و مجموعه ای از دبری ها را تشکیل می دهند.

علل پریودنتال

التهاب لثه ها: التهاب حاشیه ای لثه ها نشانه تجمع پلاک باکتریایی در این قسمت می باشد، که در بیش از ۹٪ از جمعیت دیده می شود. پلاک شامل ترکیبی از تجمعات باکتریایی است که به وسیله گلیکوپروتئین ها و قندها به هم اتصال یافته اند. پلاک، ماده نرم، چسبناک و زرد مایل به سفیدی است که روی سطح سخت حفره دهان مانند دندان، ایمپلنت، پروتز و ... تجمع می یابد و با وسایلی چون خلال دندان و کورتهای پریودنتال قابل برداشت است. بنابراین، نباید پلاک را با دبری ها (تجمعات باکتریایی که شامل ماده زمینه ای، باقیمانده های غذایی و سلول های مرده است) که حتی با استفاده از اسپری قابل حذف هستند، اشتباه گرفت. برخی از باکتری های موجود در پلاک از منابع انرژی کربوهیدرات استفاده کرده و ساکارولیتیک نام دارد (مانند استرپتوکوکها) گروهی دیگر از اسیدهای آمینه تغذیه کرده و آساکارولیتیک نام دارند (پورفیرومونا) و باکتریایی یا گونه ترپونما) و دسته سوم از هر دو منبع استفاده می کنند (مانند پره وتلاینتر مدیا و فوزوباکتریوم توکلائتوم). بنابراین می توان دریافت باکتریهای غیرهوازی و گرم منفی که سطح زبان را پوشانده و در بزاق و پلاک یافت می شوند، ارگانسیم های اصلی ایجاد بوی بد دهان می باشند. این ارگانسیم ها به طور مستقیم، با آزاد کردن آنزیم های پرتولیتیک و یا با فعال کردن لوکوسیت های چند هسته ای عمل خود را انجام می دهند. یافته ها نشان می دهد که بیش از ۳۰۰ گونه باکتریایی شناخته شده در حفره دهانی حلقی وجود دارد. آنها اغلب از ریز مغذی های مختلفی استفاده می کنند، در ابتدا از باقی مانده های غذایی و پس از جدا شدن از دبری ها، از ترشحات بیمار مانند بزاق و مایع شیار لثه ای استفاده می کنند.

پریودنتیت:

بیماری تخریبی دردناک و پیشرونده است که در اتصالات پریودنتال و استخوان آلوئولار زیرین ایجاد می شود. این بیماری در ابتدا بدون علامت و غیرقابل تشخیص است. مگر اینکه دندان پزشک به طور منظم بیمار را بررسی کند. تشخیص به وسیله پروب پریودنتال یا با استفاده از رادیوگرافی های داخل دهانی به آسانی انجام می شود. این بیماری دارای شیوع فراوانی بوده و علت اصلی از دست دادن بخشی از دندان ها در سنین جوانی است. پریودنتیت نتیجه ژنئوبیت درازمدت در بیماران مستعد می باشد. VSCs



می‌شوند، مستعد تجمع باکتری و از بین رفتن بافت حاشیه ای لثه نمی‌باشند.

التهاب اطراف تاج مرتبط با دندان عقل نهفته: هنگامی که دندان با روکش پوشیده شده و تاج دندان درون مخاط لثه قرار دارد و کاملاً رویش نیافته است، مشخص می‌شود. این پوشش بافت نرم به میکروارگانیسم‌ها و تجمع آنها بسیار حساس بوده و فساد و بوی بد دهان را موجب می‌شود. در اغلب موارد با چرک همراه است.

زخم‌های دهانی عود کننده: بیماری خود ایمنی است که با زخم‌های عود کننده مخاط در فواصل کمتر از دو هفته ایجاد می‌شود. اندازه بزرگ ضایعات و زخم‌های عمیق می‌توانند علت بوی بد دهان باشند.

ژنوبیوت نکروزان: بیماری پریودنتال دردناکی است که اغلب با ضعف سیستم ایمنی مانند استرس یا عفونت HIV مرتبط بوده و با نکروز پاپیلای بین دندانی و حاشیه لثه ای خود را نشان دهد.

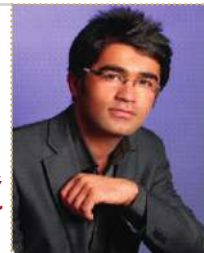
آسیب‌های جراحی: لخته‌های خون، بعد از ضربه یا جراحی توسط گلیکو پروتئین‌های بزاق و سلول‌های مرده پوشیده می‌شوند و امکان پرتولیز و فساد در آنها وجود دارد.

عمق پاکت‌های پریودنتال التهاب ایجاد می‌کند. مایع شیار لثه ای را می‌توان با کروماتوگرافی گازی تجزیه کرد، اگر چه جزء روشهای معمول نمی‌باشد. پورفیروموناس ژنژیوالیس با تولید میزان بیشتری متیل مرکپتان نسبت به هیدروژن سولفید از نمونه‌های عوامل بیماری زای پریودنتال می‌باشد و به طور کلی در عمق زیاد پاکتها و PH پایین، دکربوکسیلاسیون اسیدهای آمینه لیزین و اورنیتین به ترتیب منجر به تولید کاداورین و پورترسین می‌شود. کاداورین با اندازه گیری میزان ارگانولپیتیک‌ها مرتبط بوده، اما این اندازه گیری برای پورترسین بسیار سخت است. همچنین اندازه گیری ایندول، ساکتول، اسید بوتیریک و اسید والریک نیز این چنین می‌باشد. این نمونه‌ها در بین ترکیبات ناپایدار گوگرددار که باعث بوی بد دهان، در ژنوبیوت و پریودنتیت می‌باشند، دارای نقش جانبی هستند و VSCs را وادار به ایجاد پریودنتیت می‌کنند. به علاوه تراوایی پاکت و مخاط اپی تلیوم را کاهش داده و بنابراین بافت همبندی پریودنشیوم تحت تاثیر محصولات متابولیک باکتری‌ها قرار می‌گیرند. آنها باعث تولید اینترلوکین - ۱ از سلول‌های تک هسته ای می‌شوند. VSCs از ترمیم زخم‌ها جلوگیری می‌کنند. یون روی می‌تواند مانع سنتز متیل مرکپتان از پروتئین‌ها شده و در بافت‌های آسیب دیده مکانیسم را به سمت تولید ترکیبات سولفید هدایت کند. پس، در جراحی‌های پریودنتال به خصوص قرار دادن ایمپلنت‌ها، باید نقش بیماری زایی VSCs را در نظر داشت. گاهی اوقات عمق پاکت‌های پریودنتال با رشد بیشتر لثه مرتبط بوده و معمولاً در ناحیه خلفی دندان‌های مولری که دارای آنومالی مادرزادی می‌باشند، دیده می‌شود. این حالت نیازی به جراحی ندارد، اما در مراجعات بعدی دندانپزشکی باید بررسی شود. التهاب اطراف ایمپلنت: نتیجه تجمع پلاک در سطوح ناصاف ایمپلنت می‌باشد که باعث عمیق شدن پاکت‌های اطراف ایمپلنت شده و استخوان حاشیه ای را از بین می‌برد، سپس، وضعیت ایمپلنت‌ها، باید در رادیوگرافی‌های داخل دهانی و پانورامیک که قدرت تمایز محدود تری دارند، بررسی شوند. سطوح ناصاف ایمپلنت مانند دیگر سطوحی که با ماشین ساخته



آسیب شناسی فک و دهان خانم دکتر اقدس فروزنده
پزشکی بالینی دهان خانم دکتر زهرا تهی دست
بوی بد دهان خانم دکتر فریده عباسی

گوهر معرفت در دنیای واژگان واژگون



علی اصغر شاکری
کارشناس پروتز دندان

گوهر معرفت آموز که با خود میری که نصیب دگران است نصاب زروسم
دام سخت است مگر یار شود لطف خدا ورنه آدم نبود صرفه ز شیطان رحیم

هر روز داستانی روایت می‌شود و خوانندگانی را به خود جلب می‌کند گاهی داستان می‌تواند عبرت آموز باشد و گاهی الگو که طبیعتا اگر نیک باشد آموزنده و لا غیر باید عبرت آموز باشد. داستانی که داستان من به نگارش در می‌آورند. شاید در مورد عکس سال جشنواره ای بین المللی نباشد ولی می‌تواند پیامی آموزنده در دنیای اخلاق ستیز امروز داشته باشد. در روزگاری که پیشوند (بی) بر (با) خودنمایی می‌کند و تخریب دگران برای دیده شدن مرسوم شده است.

یک عکس می‌تواند آدم را امیدوار کند که هنوز هم می‌توان خوش بین بود و کشتی انسانیت را از ساحل کدورت ها و یأس در روزگار واژگان واژگون رهانید و به بیکرانه ی انسانیت انداخت. عکس چهار نفر که مراتب استاد و شاگردی را همچنان رعایت کرده و با عشق خاصی همدیگر را در آغوش می‌گیرند و شاید روزی چینی بر صورتشان تغییر عکس ها را به مراتب نشانگر باشد، اما رسم ارباب معرفت را و نزدیک شدن دل ها را تداعی می‌کند. عکس چهار نفر (آقای غلامعلی زاده، آقای اسدی، آقای مینایی، آقای مویدفر)

آقای مینایی با ذوق می‌گوید که شاگرد آقای اسدی بود و آقای اسدی هم شاگرد آقای غلامعلی زاده بود و آقای موید فر (عموی عزیز) ارادت خاصی به این مکتب دارد و انگار این نسل قسم خورده ی معرفتند و استاد مینایی همچنان ذوق تلمذ و تعریف از آن روزگار دارد. قدر دانی واژه ایست که بر سر زبانهای آدم های جنتلمن برای موجه بودن خودنمایی می‌کند، اما کمتر کسی قلبا این قدر خوشحال بود روزی بخواهد برای نسل چهارم این مکتب تعریف کند و حضرت قا آنی به حق می‌فرماید:

خوبی انصاف ده با قدر دانی، پختو باید این سان قدر من چون نکته سنجی نکتیب
تنگدل کشم بی زان سگوه سرزوار بزم جام می چون شد باب ریزش از لب شراب
جام می مینایی باب و سر ریزش



این علم سسنگین را باید ما حمل کنیم و قدر دان نیک سر شستانی چون مینایی ها باشیم، به دور از هر عقده ای و در اوج، بعد از چهل سال ذوق کنیم که در کنار استادمان و در سوی دیگر شاگردمان ایستاده ایم. وقتی غریب باشی بیشتر به چشم می‌آیی. وقتی تاریخ اسلام می‌خواندم در وصایای ائمه بود که نسل به نسل انتقال دهید و زنده نگه دارید. این زیبایی فریبا در تصویر ارباب معرفت خود نمایان گر دست به دست شدن علم پروتز با مقتضیات زمان، توسط این اساتید و معاصران و خنیاگران کام گیران و شیرین دهنان ایران زمین می‌باشد. راهشان پر رهرو. از راست (آقای غلامعلی زاده، آقای اسدی، آقای مینایی، آقای مویدفر)

PICTURAL DICTIONARY

Abrasive point



Pronunciation

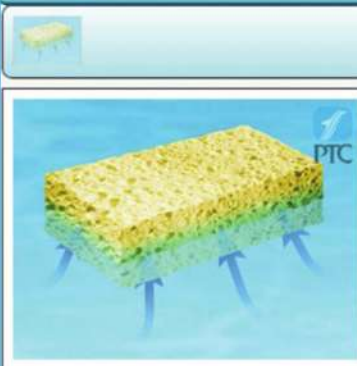
Uh-BRAY-siv poynt

Variation

Definition

A grinding wheel used for shping porcekain,metal or acrylic .abrasive points are not always "pointed" ,but usually have a cylindrical or conical shape .

Absorbtion



Pronunciation

Uh-SORP-shun ,uh-ZORP-shun

Variation

Definition

1. the process of an objectabsorbing(taking in) a substance.
2. the uptake of a substance into the tissues of the body. Absorption may occur through capillary action,such as when water is absorbed by a sponge ,or through osmosis,as when oxygen is absorbed by the lunges.

Abutment



Pronunciation

Uh-BUT-munt

Variation

Definition

1. a support or anchor
2. the part of object that anchors it to its base.
2. the part of a bridge which transmits the thrust into the supporting structures.
4. the par of dental implant which supports the restoration.

Abutment analog



Pronunciation

Variation

Abutment analogue

Definition

A manufactured device that duplicateds the shape and position of the implant abutment in the operative model.

خاطره یک روز کاری در لابراتوار—Miss Cast

غلامرضا اخلاقی

فارق التحصیل اولین دوره پروتز دندان از دانشکده دندانپزشکی شهید بهشتی (ملی سابق) ۱۳۴۹
مربی سابق دانشکده های دندانپزشکی شهید بهشتی، آزاد و شیراز



را از دست داد. ناگهان مدیر لابراتوار به یادش آمد که سیلندر در کوره دارد، تلفن را قطع کرده و به ناچار سیلندر را داخل سانتریفیوژ (Casting Machine) گذاشت. طلای زرد را قبلاً داخل کوره گذاشته بود.

بناچار سیلندر را ریخت و از سانتریفیوژ خارج کرده و گوشه ای گذاشت تا سرد شود. کمی نگران بود که به علت غفلت او اتفاقی بیفتد، تصمیم گرفت سیلندر را خالی کند و نتیجه زحماتی که کشیده بود را ببیند. وقتی سیلندر را باز کرد متوجه شد که کار میس کست (Miss Cast) شده و طلای زرد که بسیار نرم است در اثر ترکیدگی سیلندر در ترکهای بوجود آمده ریخته شده است. چاره ای نبود، کار ریخته شده را سند پلاست کرد، کار اصلاً شبیه وکس آپی انجام شده نبود.

کار ریخته شده شبیه همه چیز بود و ضمناً شبیه هیچ چیز نبود. به دفترش برگشت و دقایقی به طلای میس کست (Miss Cast) شده خیره شده و درضمن اینکه حالش گرفته شده بود فکری به نظرش رسید. به لابراتوار برگشت با دیسک اسپروها را قطع کرد و اضافه های نامطلوب را حذف کرد و از آن طلای زرد نا فرم گردنبد نا موزون و زیبایی ساخت و آن را پالیش (Polish) کرد و در قسمتی از گردنبد سوراخی تعبیه کرد.

هوا کم کم تاریک میشد. وسایلش را جمع کرد و در حین رفتن به خانه سر راهش زنجیری متناسب برای آن خریداری کرد و گردنبد را با بسته بندی زیبا به منزلش برد و آن را به عنوان هدیه ای تقدیم به همسرش کرد.

همسرش که سورپرایز شده بود بسته را باز کرد و گردنبد را خارج کرد و با تعجب پرسید این گردنبد را از کجا خریدی؟ چه کسی آن را ساخته؟ بسیار خوشحال شد و آنها آخر هفته شادی را سپری کردند

❧ آخر هفته در ایران برعکس کشورهای دیگر روز پنجشنبه است و روال بر این است که پرسنل لابراتوار دو ساعت زودتر کارهای هفته دیگر را مرتب کرده و این زمان را به نظافت کامل لابراتوار پرداخته تا در شروع هفته جدید لابراتوار مانند روز اول پاک و منزه باشد، انگار که تازه تاسیس شده است.

مدیر لابراتوار همچنان مشغول به کار بود زیرا یک بریج تمام جلو را که کار عجله ای بود را وکس آپ میکرد تا پرسنل به آخر هفته خود برسند. پس از اتمام نظافت لابراتوار و رفتن پرسنل، مدیر لابراتوار همچنان مشغول به کار بود تا آن بریج را تمام کند. تنهای تنها بود و با دقت کامل بریج را فول وکس آپ (Full Wax Up) کرد.

ضمناً به تلفتهای آخر هفته هم جواب میداد. با تمام دن یکی از مکالمات که درباره همان کار بود تصمیم گرفت سیلندرگذاری را هم انجام دهد چون احساس میکرد کار خاصی در آن ساعت آخر هفته ندارد. پس از ریختن سیلندر تلفن دیگری به او شد و قدری مکالمه تلفنی طول کشید، گچ سیلندر خشک شد با خودش گفت حال که تمام کار را انجام داده پس می تواند سیلندر را هم بریزد یا همان Casting را انجام دهد.

سیلندر را داخل کوره برن اوت (Burn out) گذاشت، زنگ تلفن مجدداً به صدا در آمد و مشغول مکالمه شد و آن مکالمه آنقدر طول کشید که فراموش کرد درجه کوره را که بر اساس بروشور گچ مورد نظر را رعایت کند.

معمولاً دمای کوره پس از ۲۵۰ تا ۳۲۰ درجه سانتیگراد متوقف میشود تا اکسپنشن (Expansion) یا انبساط گچ انجام گردد و در ۹۲۰ درجه سانتیگراد کانستراکشن (Constriction) یا انقباض گچ صورت گیرد. درجه کوره بیش از حد بالا رفت و گچ خاصیت خود

چگونه یک پسورد امن انتخاب نمایم؟



محسن ارقند
مهندس فناوری اطلاعات IT



باتوجه به افزایش روزافزون استفاده از اینترنت و شبکه های اجتماعی مختلف آن، تعداد حساب های کار بری یک فرد هم افزایش قابل توجهی داشته است.

با این حساب ما در دنیایی زندگی می کنیم که بسیار وابسته به کلمه های عبور (Password) شده است. کلمه های عبوری که حداقل از ۴ کاراکتر تشکیل شده اند. شما با استفاده از نام کاربری و این کلمه عبور می توانید به حساب های مختلف خود در وبسایت ها دسترسی پیدا کنید. بنا براین انتخاب یک کلمه عبور امن و غیر قابل حدس برای سارقین اینترنتی و هکرها، اهمیت فراوانی دارد.

فرض کنید پسورد حساب بانکی شما به سرقت برود چه اتفاقی خواهد افتاد؟ در این مقاله با ما همراه باشید تا نکات مهم برای انتخاب یک کلمه عبور امن را فرا گیرید.

برای هر سایت پسورد جداگانه انتخاب نمایید

معمولا کاربران مبتدی برای تمام حساب های کاربری خود یک کلمه عبور را انتخاب می کنند و این یک کار بسیار خطرناک و اشتباه می باشد. فرض کنید شما برای ایمیل یا هو و جیمیل خود یک پسورد را انتخاب کرده اید. در صورتی که فردی به یکی از آن ها دسترسی پیدا کند، قطعاً ایمیل دیگر شما را نیز مورد هدف قرار می دهد. بنا براین حتماً برای هر یک از حساب های خود پسوردی جداگانه برگزینید.

کلمه عبور شما شخصی است

کلمه عبور یک راز است که به هیچ عنوان نباید آن را فاش نمایید. به عبارتی دیگر یک وسیله ای کاملاً شخصی می باشد که شما باید در حفظ آن تمام تلاش خود را به کار گیرید. از نوشتن آن بر روی دفترچه و یا کاغذ یادداشت خودداری کنید و از دادن آن به دوستان خود پرهیز نمایید.

هر چند وقت یک بار کلمات عبور را تعویض نمایید

این نکته در صورتی که شما را آزار ندهد بسیار فاکتور مهمی می باشد. سعی کنید هر چند مدت که می گذرد پسورد حساب خود را عوض کنید. به شرطی که این تعویض پسورد، شما را در آینده دچار مشکل نکند. گاهی دیده شده است که کاربران پس از تعویض کلمه عبور خود، در ورود به سیستم بدلیل فراموشی آن، دچار مشکل می شوند. البته با وجود سیستم های یادآوری کلمه عبور در وب سایت ها، مشکلی پیش نمی آید. اما همین مورد هم باعث آزار کاربر خواهد شد.

از پسورد های خیلی معمولی استفاده نکنید

بسیاری از کاربران در زمان پر کردن فرم های ثبت نام کلمه عبورهایی را انتخاب می کنند که معمولاً زیاد استفاده می شود. مثلاً ۱۲۳۴۵۶ به هیچ عنوان از کلماتی استفاده نکنید که در دیکشنری موجود باشند. از کلماتی استفاده نکنید که مربوط به خودتان باشد. حتی انتخاب تاریخ تولد به عنوان کلمه عبور، به هیچ عنوان توصیه نمی شود. سعی کنید از ترکیب مختلف آن ها بهره بگیرید.

چگونه یک پسورد قوی بسازیم؟

اگر بخواهیم یک کلمه عبور بسیار امن و غیرقابل هک (از طریق برنامه های موجود) انتخاب کنیم، باید توجه داشته باشیم که در آن از ترکیب حروف کوچک و بزرگ، اعداد و کاراکترهای خاص استفاده کنیم. ترتیب قرارگیری کاراکترها در کنار هم باید به صورت اتفاقی و رندم باشد. به عنوان مثال: teH0912@s21 همچنین می توانید از ترفندهای زیر در تولید کلمات عبور مناسب استفاده نمایید.

چگونه یک پسورد امن انتخاب نمایم؟

برای حساب های بسیار مهم شما نیاز به یک کلمه عبور بسیار قدرتمند دارید مانند حساب بانکی.

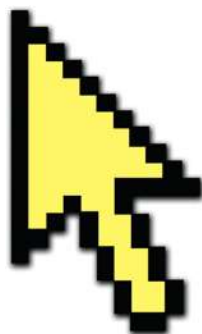
در صورتی که نمی‌خواهید از روش های بالا استفاده کنید، برای ساختن یک رمز عبور بسیار مطمئن از ابزارهای آنلاین و آفلاین بهره بگیرید. این برنامه‌ها با یک کلیک کلمات عبور تولید می‌کنند. در این کلمات تمامی استانداردهای مربوط به امنیت پسورد رعایت می‌شود. شما می‌توانید با انتخاب یکی از آنها خیال خود را در مقابل به سرقت رفتن پسورد حساب خود از طریق روشهایی نظیر بروت فورس راحت کنید. به سایت strongpasswordgenerator.com مراجعه کنید.



البته به دلیل طولانی بودن و همچنین وجود کاراکترهای ترکیبی در این رشته‌های تولید شده، حفظ کردن آنها کاری سخت می‌باشد. بنابراین حتماً آن‌ها را در مکانی مطمئن و امن در کامپیوتر خود نگهداری نمایید.

برای آنالیز کلمه عبور انتخابی خود، می‌توانید از ابزارهای آنلاینی نظیر www.passwordanalyzer.com استفاده کنید.

برای ذخیره کردن کلمات عبور حساب های کاربری مختلف، نرم افزارهایی ارائه شده اند که شما با استفاده از آنها می‌توانید به مدیریت پسورد های خود بپردازید. در شماره های بعدی به معرفی نرم افزارهای مدیریت پسورد خواهیم پرداخت.



* شما می‌توانید یک کلمه را که دوست دارید به صورت برعکس به عنوان پسورد خود انتخاب کنید. Narteh

* در کلمه مورد نظر خود به جای حروف از اعداد استفاده کنید. این شیوه از نوشتن که اصطلاحاً به زبان l33t معروف است قوانین مخصوص به خود را داراست، که می‌توانید برای دریافت اطلاعات بیشتر به آدرس <http://en.wikipedia.org/wiki/leet> مراجعه کنید. برای اینکه کمی با این روش آشنا شوید به مثال زیر توجه کنید.

فرض کنید ما می‌خواهیم کلمه eshterak را با این روش بنویسیم. دقت کنید این کلمه به چه صورت تبدیل می‌شود. 3sht3r4k

همین طور که می‌بینید به جای بعضی از کاراکترها اعداد قرار گرفتند و این به دلیل شباهت ساختاری برخی اعداد به کاراکترهای الفبایی است. با این حساب ما با حفظ کردن یک کلمه، پسوردی مرکب از حروف الفبا و اعداد خواهیم داشت.

* یک روش دیگر برای تولید کلمه عبوری دارای امنیت، این است که شما یک کلمه در نظر بگیرید. حال بر روی کیبرد حروف سمت چپ و پا راست آن را تایپ کنید. به عنوان مثال کلمه yousef90 را در نظر بگیرید. حال ما می‌خواهیم کاراکترهای سمت راست این کلمه را بر روی کیبرد، به عنوان رمز عبور خود انتخاب کنیم. بنابراین رمز تولید شده tiyawd89 می‌شود.

البته این روش تنها به درد افرادی خواهد خورد که سرعت تایپ پایینی دارند و معمولاً برای تایپ یک کلمه زمان بیشتری صرف می‌کنند. چرا که کاربران حرفه‌ای تر که با سرعت بیشتری تایپ خود را انجام می‌دهند، وارد کردن این نوع از رمزهای عبور تقریباً زجرآور می‌باشد!

* ترفند بعدی برای ساختن پسورد این است که شما یک جمله را در نظر می‌گیرید. سپس از حروف ابتدای کلمات تشکیل دهنده این جمله یک کلمه اختصار می‌سازید و از این کلمه به عنوان رمز عبور اختصاصی خود می‌توانید استفاده نمایید. به عنوان مثال جمله man motevallede tir mah hastam را در نظر بگیرید. کلمه ای که از اختصار این جمله به دست می‌آید mmtmh می‌باشد. همچنین با اضافه کردن عدد به ابتدا و انتهای آن قدرت کلمه عبور را افزایش دهید.

* از ابزارهای تولید پسورد استفاده کنید.

اولین سمینار علمی دانشجویان پروتز دندان (نیم سال دوم سال ۱۳۹۲)

دوستان عزیز، ما آمدمیم تا چون دگر ایرانیان در زیر پرچم سه رنگ ایران با ارادت به ایرانی، در کنار دگر دانشجویان، سمیناری علمی برگزار کنیم. ما آمدمیم که باشیم، نیامده ایم که خودنمایی کنیم، گفتیم که ما می توانیم و حالا روزی است که باید ادای دین کنیم. به افق ۱۴۰۴ و اعتلای فرهنگی و علمی رشته پروتزهای دندانی در محیط آکادمیک و فراتر از آن می اندیشیم، با هم تلاش کنیم تا پیش برویم به سوی افقی که دور اندیشان آن را می بینند. نگاه دوراندیش، به سوی توسعه فرهنگی و علمی، در رشته پروتزهای دندانی.

شعری بخوان که با او رطل گران توان زد

گلپانگ سربلندی بر آسمان توان زد

به یاری خداوند متعال و همت شما دانشجو یان گرامی اولین سمینار علمی دانشجویان پروتزهای دندانی را در نیمه دوم سال ۹۲ برگزار خواهیم نمود.

ضوابط ارسال مقالات

رعایت نکات زیر جهت ارائه مقالات در اولین سمینار علمی دانشجویان پروتزهای دندانی الزامیست:

۱. ارسال ۲ قطعه عکس پشت نویس شده با مشخصات به همراه سوابق تحصیلی، تجارب حرفه ای و شماره تماس، ضمیمه مقاله آرسالی.

۲. ذکر مشخصات کامل فرستنده مقاله شامل: نام و نام خانوادگی، نام پدر، شماره ی دانشجویی، نام دانشگاه در حال تحصیل و سال ورود به دانشگاه (و یا ترم جاری در حال تحصیل)، نام و رتبه ی علمی استاد راهنما، در بالای کلیه صفحات مقاله الزامیست، در غیر این صورت مقاله وارد بخش ارزیابی نمی گردد. ۳. کلیه مقالات باید با رای و نظر استاد راهنما (از اعضای هیئت علمی آموزشده های پروتزهای دندانی و بخش پروتزهای دندانی) جهت ارائه در سمینار ارسال گردد، در غیر این صورت مقاله وارد بخش ارزیابی نمی گردد.

۴. مقاله آرسالی باید از فرمت خاص مقاله علمی پیروی کرده، به دو زبان فارسی یا انگلیسی تایپ و چاپ شده باشد و به همراه آن یک CD حاوی نسخه ی PDF مقاله و پاورپوینت سخنرانی نیز ارسال گردد (لازم به ذکر است از نرم افزار ۲۰۱۰ Microsoft office ۲۰۰۷ استفاده شود)، در غیر این صورت مقاله وارد بخش ارزیابی نمی گردد.

یک نمونه مقاله علمی در سایت نهاد دانشجویان پروتزهای دندانی به آدرس www.DTSA.sub.ir جهت راهنمایی دانشجویان قرار داده شده است

۵. در مقاله آرسالی ذکر منبع و یا منابع موثق مورد استفاده الزامی است و از ارسال آثاری با محتوای کاتالوگ تبلیغاتی جدا خودداری کنید، در غیر این صورت مقاله وارد بخش ارزیابی نمی گردد.

۶. مقالات برتر برای ارائه ی سخنرانی در سالن اصلی و سایر مقالات جهت ارائه به صورت پوستر آموزشی انتخاب می گردند.

جهت کسب اطلاعات به روز، از سایت نهاد دانشجویان پروتزهای دندانی به آدرس www.DTSA.sub.ir بازدید کنید.

کلیه حروف بزرگ انگلیسی قرمز رنگ نشانگر سرفصل کلی مبحث، کلیه حروف کوچک انگلیسی نشانگر زیر مجموعه اصلی مبحث و خطوط تیره نشانگر مراحل کاری و یا بخش جزئی تری از مبحث می باشد.

راهنمای طبقه بندی عناوین مقالات

(دانشجویان ترم ۴ و ۳، ۲، ۱) (Basic Subject)

A. Instruments in dental laboratory

B. Infection Control in dental laboratory

C. Dental materials

D. Dental anatomy & morphology

E. Removable prosthesis

a. Complete denture (class I,II,III)

– Immediate & Transitional & Temporary denture

– Artificial teeth arrangement & gum modeling

– Flasking & Heat curing process

b. Partial denture

– Types of Impression

– Frame design

عناوین مقالات

– Surveyor

– Duplicate

– Alter cast

F. Fixed Prosthesis Restoration

a. Porcelain Fuse to Metal

– Crown & Bridge & Maryland bridge

b. Composite

– FRC, Crown & Bridge & Maryland bridge

c. Inlays & Onlays & m/n (Ex: ۸/۷)

d. Temporary

e. Free Metal

– Laminate & Jacket Crown & Inceram (Spinle, Alumina)

G. Orthodontic

a. Dental material in orthodontic

b. Retention & Anchorage

c. Space Maintainer

d. Soldering Appliance

*** (Advanced Subject) (دانشجویان ترم ۵، ۶، ۷ و ۸) ***

e. Orthodontic Functional Appliance

f. Implant in orthodontic

H. Maxillofacial

a. Intra oral

b. Extra oral

c. Combine (Intra & Extra oral)

I. New dental material

J. Removable Prosthesis

a. Flexible & Injection Denture

b. Overdenture

c. Attachment

K. Fixed Prosthesis Restoration

a. Implant

b. Free metal (High Tech: IPS & Inceram Zr,)

L. CAD-CAM in dentistry

تذکر

۱. این لیست قطعاً شامل تمامی مباحث موجود در رشته ی ساخت پروتزهای دندانی نیست و صرفاً جهت راهنمایی اولیه دانشجویان عزیز می باشد.

۲. سایر عناوین مرتبط به رشته ی ساخت پروتزهای دندانی که ممکن است در این لیست موجود نباشد، با رای و نظر اساتید پذیرفته می باشد.

۳. مقالات فقط تا زمان مهلت ارسال مقالات که متعاقباً اعلام می شود، پذیرفته شده و وارد بخش ارزیابی می شود.

دبیر اجرایی اولین سمینار علمی دانشجویان پروتزهای دندانی
فرید هاشم نژاد

حضور ماهنامه بین‌المللی دندان‌سازان حرفه‌ای در دوازدهمین کنگره علمی انجمن پروستودونتیست‌های ایران



• جمع دوستانه مسئولین برگزاری دوازدهمین کنگره علمی انجمن پروستودونتیست‌های ایران در غرفه ماهنامه



• حضور جناب آقای دکتر تاجرنیا و جناب آقای دکتر شفیع جعفری در غرفه ماهنامه



• حضور جناب آقای دکتر غزنوی در غرفه ماهنامه



• جمعی از دست‌اندرکاران ماهنامه بین‌المللی دندان‌سازان حرفه‌ای در کنگره دوازدهم

« مردان بخوانند!

بهترین زمان برای اصلاح صورت چه هنگامی است؟

صورت نیست زیرا در اثر اصلاح لایه‌های شاخی برداشته می‌شوند و چربی پوست کمتر می‌شود در نتیجه به دلیل قرار گرفتن در معرض آفتاب و آلاینده‌های محیطی مستعد آسیب و خشکی می‌گردد. وی تصریح کرد: برای ریکاوری و باز سازی سلول‌ها بهتر است اصلاح صورت شب‌ها انجام گیرد.

صبح هنگام وقتی بر می‌خیزید اصلاً زمان مناسبی برای اصلاح صورتتان نیست. خلیل فارسی نژاد متخصص پوست، مو و زیبایی گفت: بهترین ساعت اصلاح صورت برای آقایان شب بعد از انجام کار روزانه می‌باشد. وی افزود: صبح‌ها پس از برخواستن از خواب زمان مناسبی برای اصلاح



منبع: سایت باشگاه خبرنگاران

« روزی سه لیوان چای بنوشید تا در سالخوردگی هوشیار بمانید

زیادی در زمینه تاثیر نوشیدنی‌های کافئین دار بر حافظه و هوشیاری ذهنی انسان انجام داده‌اند. هزاران مرد و زنی که در این مطالعات شرکت داشتند چای و قهوه می‌نوشیدند و محققان از آنها آزمون حافظه گرفتند. (آزمونی که برای تشخیص مراحل اولیه ابتلا به بیماری آلزایمر گرفته می‌شود). محققان این آزمون را ۱۰ سال بعد نیز تکرار کردند. نتایج این مطالعه در مجله Advances in Nutrition منتشر شده است. همچنین مطالعه‌ای بر روی ۴۰۰۰ آمریکایی برای حدود هشت سال انجام شد. نتایج این مطالعه نشان داد که نوشیدن چای به ویژه برای زنان مفید است. محققان انجمن آلزایمر اعلام کردند که شواهد نشان می‌دهد که نوشیدن چای از زوال عقل جلوگیری می‌کند. با این حال بهترین راه برای کاهش این خطرات رعایت یک رژیم غذایی متعادل، ورزش منظم و اجتناب از سیگار کشیدن است.

تجزیه و تحلیل نتایج ۶ مطالعه نشان می‌دهد افرادی که روزی سه لیوان چای می‌نوشند در سالخوردگی از لحاظ ذهنی هوشیار باقی خواهند ماند. به گزارش دیلی میل، نتایج این تحقیقات نشان می‌دهد که نوشیدن چای به مغز کمک می‌کند تا فعال بماند. به اعتقاد دانشمندان، برخی مولفه‌ها مانند تینین از انسان در برابر ابتلا به آلزایمر محافظت می‌کند. میلیون‌ها نفر صبح‌ها عادت دارند که برای پریدن خواب از سرشان چای بنوشند اما چای تاثیری فراتر از بیدار کردن انسان دارد به طوری که به گفته دانشمندان نوشیدن چای ذهن انسان را در سالخوردگی فعال نگه می‌دارد. آنها افزودند: نوشیدن یک تا سه فنجان چای در روز از ابتلا به زوال عقل جلوگیری می‌کند. این موضوع احتمالاً به دلیل وجود تینین یک ماده شیمیایی گیاهی است که در چای و قارچ یافت می‌شود. کارشناسان آمریکایی تاکنون مطالعات



منبع: سایت خبرگزاری ایرنا

« پزشکان اصفهانی موفق به انجام اولین عمل جراحی مغز با هوشیاری بیمار شدند

برداشت تومور متوقف می‌شود تا آسیبی به وی وارد نشود. مدیر برنامه فلوشیپ بیهوشی در جراحی مغز و اعصاب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان اضافه کرد: در این نوع عمل حدود ۹۰ درصد از تومور برای جلوگیری از اثرهای فشاری آن تخلیه شده و مابقی تومور بدون داشتن آسیبی برای بیمار در مغز باقی می‌ماند. وی با بیان اینکه ممکن است تومور باقی مانده در چند سال بعد به طور مجدد رشد کند، افزود: بیمار می‌تواند به طور مجدد تحت این نوع بیماری قرار گیرد. وی عمل جراحی مغز را سه نوع به طور کامل بیدار، بیهوش-بیدار و بیهوش-بیدار-بیهوش عنوان و اظهار کرد: روش اول نخستین بار در کشور در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد. عطاری افزود: با وجود محدودیتها و کمبود امکانات مانند داروهای آرامبخش قوی این عمل با موفقیت صورت گرفت. وی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان را تنها دانشگاه کشور عنوان کرد که آموزش فلوشیپ بیهوشی مغز و اعصاب در آن انجام می‌پذیرد.

مدیر گروه بیهوشی و مراقبت‌های ویژه دانشگاه علوم پزشکی اصفهان گفت: نخستین بار در کشور عمل جراحی مغز تحت بیداری با کنترل حرکات اندام و تکلم بیمار در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شده است.

محمدعلی عطاری افزود: در این روش جراحی مغز با کنترل مراکز حساس بدن مانند تکلم و حرکت اندام انجام می‌شود.

مدیر گروه بیهوشی و مراقبت‌های ویژه دانشگاه علوم پزشکی اصفهان گفت: در این عمل جراحی با استفاده از فیزیولوژی مغز (بافت‌شناسی دستگاه اعصاب)، مراکز حساس و درد آور مغز مانند پوست و استخوان جمجمه مشخص می‌شود.

دانشیار دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با بیان اینکه این مراکز توسط آرام‌بخش‌های قوی بی‌حس می‌شود، افزود: در این لحظه، با باز کردن این قسمت‌ها و رسیدن به مغز، تومور داخل آن نیز خارج می‌شود.

عطاری ادامه داد: هنگام انجام این مراحل، قدرت تکلم و حرکت دست‌های بیمار با توجه به موقعیت تومور در نیمکره‌های راست و چپ به طور مرتب مورد مراقبت قرار می‌گیرد.

وی گفت: در صورت اخلاص در حرکت‌های طبیعی بیمار، عمل



۱۰ روش تبدیل استرس به آرامش

منبع: سایت خبرگزاری ایرنا

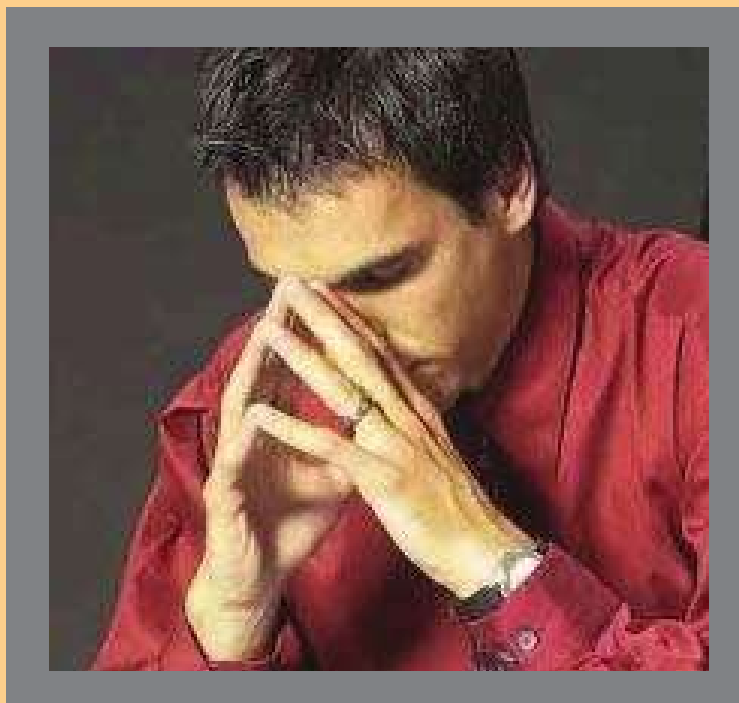
مدیتیشن، اندیشیدن به مسئله دیگر، کشیدن نفس عمیق، نگاه کردن به اطراف، نوشیدن چای سبز، عشق ورزیدن، ماساژ، گذراندن مدت زمانی در خارج از منزل، گوش دادن به موسیقی و استراحت دادن به مغز ۱۰ روشی هستند که می‌توانند استرس انسان را به آرامش تبدیل کنند.

به گزارش هلت، اگر زندگی پر از استرس آرامش را از شما گرفته، روش‌های تمدد اعصاب می‌تواند شما را به زندگی عادی برگرداند. بعضی از این روش‌ها فقط ۵ دقیقه و یا حتی کمتر زمان لازم دارد.

استرس کم می‌تواند ذهن را متمرکز کند ولی اگر زیاد شود، آسیب‌های فکری و جسمی زیادی به انسان می‌زند.

اما آرمیدگی و تمدد اعصاب می‌تواند توازن را به زندگی بازگرداند و حتی ممکن است برخی از خطرات مربوط به استرس را کاهش دهد.

در زیر ۱۰ روش برای کاهش استرس معرفی شده است که در هر زمان و مکان می‌توان آنها را انجام داد.



• مدیتیشن

مدیتیشن انجام یک سری حرکات سخت و در آوردن صداهای عجیب نیست بلکه انجام هر حرکت یا کار تکراری که موجب آرامش شود، می تواند نوعی مدیتیشن باشد مثل پیاده روی، شنا، نقاشی، بافندگی و حتی رانندگی.

وقتی ذهن شما درگیر کار، روابط دوستانه یا خانوادگی است، بهتر است برای ۵ تا ۱۰ دقیقه به هیچ چیز فکر نکنید و اجازه دهید ذهنتان کمی آرام شود. اگر این کار را هر روز انجام دهید متوجه خواهید شد که به مرور زمان استرس شما کم می شود.

• اندیشیدن به مسئله دیگر

اگر ذهنتان آن قدر درگیر مشکلات است که نمی توانید مدیتیشن کنید، حواستان را به یک موضوع دیگر پرت کنید. مثلاً مکانی که دوست دارید به آن سفر کنید و یا خانه رویاهایتان را تصور کنید. هدف از این کار دور کردن استرس است. هر چه تصور شما به واقعیت نزدیک تر باشد، احساس آرامش بیشتری خواهید داشت.

• کشیدن نفس عمیق

استرس و عصبانیت باعث کوتاه تر و تند شدن تنفس می شود، این در حالی است که آرامش با نفس های عمیق و آرام همراه است. پس برای تغییر وضعیت تنش، حالت نفس کشیدن خود را تغییر دهید.

• نگاه کردن به اطراف

کلر مایکلز نویسنده کتاب ۱۰ راه حل ساده برای از بین بردن استرس می گوید: قدرت تمرکز برای داشتن زندگی راحت و معنا دار ضروری است. تمرکز حواس یعنی توجه کامل بر انجام یک کار در یک زمان مشخص، پس از چند بعدی بودن و انجام یک کار در لحظه خودداری کنید. زندگی کردن در زمان حال می تواند کمک زیادی به کم شدن نگرانی های بکند و آرامش بیشتری به شما دهد.

تمرکز بر اشیای اطراف تمرین خوبی برای از بین بردن استرس است. لذت بردن از رنگ و بوی گل ها، گوش دادن به صدای آواز پرندگان و یا نگاه کردن با دقت به یک درخت از جمله این کارها است.

• نوشیدن چای سبز

اگر اهل خوردن قهوه هستید، بهتر است سعی کنید به جای قهوه چای سبز بنوشید. نوشیدن قهوه استرس را زیاد می کند در حالی که چای سبز آرام بخش است.

نیکولاس پریکان نویسنده کتاب ۷ راز سلامتی و زیبایی می گوید: چای سبز باعث سلامت و زیبایی می شود.

• عشق ورزیدن

یکی از راه های کم کردن استرس و داشتن آرامش، دوستی با حیوانات خانگی و یا صحبت کردن با دوستان است. وقتی با دوست خود در مورد مسایل خوب صحبت می کنید، در واقع استرس خود را کم می کنید.

به گفته متخصصان، روابط اجتماعی به مغز کمک می کند بهتر فکر کند و فرد را تشویق می کند که برای مسائلی که قبلاً حل آن ها غیر ممکن بود، راه حل مناسب پیدا کند. مطالعات نشان می دهد روابط فیزیکی مثل نوازش یا بغل کردن به کاهش فشار خون و استرس کمک می کند.

• ماساژ گرفتن

وقتی عضلات شما گرفته است و وقت کافی برای مراجعه به متخصص ندارید با استفاده از روش ساده زیر می توانید خود را ماساژ دهید.

دو دست خود را روی شانه و گردن قرار دهید، شانه و گردن خود را با انگشتان به آرامی فشار دهید، به آرامی شانه های خود را ماساژ دهید.

• زمانی را در خارج از منزل یا محل کار سپری کنید

افراد بالغ هم به تفریح احتیاج دارند. پس اگر احساس کردید که بیش از حد معمول استرس دارید و یا عصبانی هستید، یک جای آرام و ساکت برای استراحت پیدا کنید که بتوانید استرس و مشکلات خود را فراموش کنید. چند نفس عمیق بکشید و سعی کنید خود را آرام کنید. به خاطر داشته باشید که زمان همیشه در دستان شماست، پس آرام باشید.

• گوش دادن به موسیقی

موسیقی می تواند ضربان قلب را کاهش و روح را تسلی دهد. متخصصان می گویند: هنگامی که استرس شما زیاد می شود، با گوش دادن به یک موسیقی آرام و مطبوع به کاهش ضربان قلب و استرس خود کمک کنید. تحقیقات نشان داده اند که گوش کردن موسیقی سنتی آرام بخش است.

• استراحت دادن به مغز

۳۰ ثانیه کافی است تا استرس شما جای خود را به آرامش دهد. برای این کار باید ذهن خود را به سمت موضوعات جالب و مثبت منحرف کنید. با تصور هر چیزی که به شما انرژی مثبت می دهد، شروع کنید برای مثال تصویری از فرزند و یا همسران، تصور جواهر مورد علاقه شما که برای خریدش پول پس انداز کرده اید و تمام فکر هایی که برای مدت کوتاهی می تواند لبخند را روی لبان شما بیاورد، می تواند شما از یک فرد عصبی به فردی آرام تبدیل کند.

« درمان زخم‌ها با استفاده از شکر

می‌کرده است. شکر آب را از زخم به یک پارچه انتقال داده که محیط مورد نیاز باکتری برای رشد را از بین می‌برد و فرآیند بهبود زخم را تسریع می‌کند. تاکنون ۳۵ بیمار که از این درمان بهره‌مند شده‌اند، با بهبود شرایط خود مواجه شده و هیچگونه عوارض جانبی نیز گزارش نشده است. این درمان از این رو موفق بوده که باکتری برای رشد به آب نیاز دارد از این رو قرار دادن شکر بر روی زخم باعث کشیدن آب شده و محیط مناسب رشد باکتری را از بین می‌برد.

پژوهش جدید دانشمندان دانشگاه وولورهمپتون نشان داد که طب سنتی آفریقایی ممکن است از کلید درمان زخم‌هایی برخوردار باشد که با طب مدرن در تضاد است. طبق این درمان، ریختن شکر ریز بر روی زخم‌های بد مانند زخم پا یا حتی قطع عضو می‌تواند فرآیند درمان را در زمان شکست آنتی‌بیوتیک‌ها و درمان‌های دیگر ارتقا بخشد. این پژوهش توسط موسی موراندو، مدرس ارشد دانشکده پرستاری بزرگسالان در دانشگاه وولورهمپتون انجام شده که در آزمایشگاه رشد کرده و پدرش در زمان بچگی از شکر برای ترمیم زخم‌ها و کاهش درد استفاده



منبع: سایت خبرگزاری ایسنا

« چای سبز خطر ابتلا به سرطان های دستگاه گوارش را در زنان کاهش می‌دهد.

کسانی که ۲ تا ۳ فنجان چای سبز در روز (حداقل ۱۵۰ گرم چای در ماه) می‌نوشیدند، خطر سرطان‌های گوارشی ۲۱ درصد کمتر گزارش شد و در زنانی که به مدت ۲۰ سال به طور مداوم از چای سبز استفاده کرده بودند، خطر این نوع سرطان‌ها ۲۷ درصد کمتر از سایرین بود. چای سبز حاوی ترکیبات شیمیایی طبیعی موسوم به پلی فنل‌ها از جمله کاتچین می‌باشد. کاتچین‌ها خاصیت آنتی اکسیدانی داشته و با مهار آسیب DNA و توقف رشد تومور، از سرطان پیشگیری می‌کنند.

تحقیقات انجام شده نشان می‌دهند در زنانی که چای سبز می‌نوشند، خطر ابتلا به برخی سرطان‌های دستگاه گوارش به ویژه سرطان مری، معده و کولورکتوم (بخش انتهایی روده بزرگ) کمتر است. نتایج این تحقیقات نشان داد که مصرف منظم و مداوم چای سبز (حداقل ۳ بار در هفته، به مدت بیش از ۶ ماه) با ۱۷ درصد کاهش خطر ابتلا به سرطان‌های گوارشی همراه است. با مصرف مقادیر بالاتر چای سبز، درصد کاهش خطر این نوع سرطان‌ها باز هم بیشتر بود. به خصوص در



منبع: پی سی پارسی

« برای داشتن چهره ای زیبا و لبخندی جذاب، خوردن و نوشیدن زیاد را متوقف کنید!

منبع: سایت باشگاه خبرنگاران جوان

نوشیدن زیاد قهوه و چای پررنگ در کنار کشیدن سیگار، استفاده زیاد از نوشابه های رنگی باعث تیره شدن رنگ دندان ها می شود. سید منوچهر هاشمی جراح و دندانپزشک گفت: نوشیدن چای و قهوه و استفاده زیاد از ادویه ها در غذا به دلیل داشتن مواد رنگی و همچنین آب میوه های صنعتی و انواع نوشابه های رنگی به دلیل دارا بودن مواد افزودنی رنگی در طولانی مدت باعث رنگی شدن و تیرگی رنگ دندان ها می شوند.



« خشکی چشم چیست؟

و یا غده اشکی باعث خشکی چشم می شود استفاده از لنزها و عمل جراحی لیزیک قدغن می باشد و این افراد باید از عینک و اشک مصنوعی استفاده کنند

وی تصریح کرد: استفاده طولانی مدت از کامپیوتر نیز باعث خشکی چشم می شود و باید حتما از عینک های محافظ اشعه استفاده کرد و در صورت بروز خشکی چشم به کمک قطره اشک مصنوعی و عینک محافظ اشعه این مشکل برطرف می شود ولی اشک مصنوعی به تنهایی نمی تواند تأثیر لازم را داشته باشد.

خشکی چشم یا سندرم خشکی چشم حالتی است که کیفیت و کمیت اشک دستخوش تغییر شده، باعث می شود احساس خشکی و تحریک پذیری در چشم ایجاد شود.

خسرو جوادی متخصص بیماری های چشم گفت: افراد مسن و حدود ۸۰ تا ۹۰ درصد خانم های یائسه بالای ۴۵ سال غالبا دچار خشکی چشم می شوند و غده چشمی در این افراد دیگر به اندازه کافی اشک تولید نمی کند و باید از اشک مصنوعی استفاده کنند و همچنین در بیماری های کلاژنی که با تأثیر بر ترکیب اشک



منبع: سایت باشگاه خبرنگاران جوان

« بهترین زمان مصرف میوه!

منبع: پرشین وی



کاهو و سبزی خوردن همراه غذا، نه تنها مضر نیست بلکه می‌تواند مفید هم باشد. چون مصرف میوه‌ها باعث شدن سرعت جذب مواد مغذی از جمله قند می‌شوند.

برای کسی که دچار لاغری است مصرف میوه همراه غذا توصیه نمی‌شود چون باعث می‌شود کالری موجود در غذا به میزان لازم جذب بدنش نشود و در وزن گیری دچار مشکل می‌شود.

افرادی که دچار سوء هاضمه هستند، کسانی که ترشح اسید معده شان زیاد است، یا مبتلایان به زخم معده، التهاب معده، زخم اثنی عشر و سایر مشکلات دستگاه گوارش از مصرف میوه همراه غذا منع می‌شوند. افراد سالم می‌توانند همراه یا بعد از غذا به عنوان دسر میوه فصل میل کنند. مثلاً ۲ یا ۳ قاچ کوچک خربزه همراه غذا مشکلی ندارد. یا اگر کسی می‌خواهد پرتقال و دیگر مرکبات کنار غذایش باشد، خیلی هم خوب است چون مصرف ویتامین C به جذب آهن، روی و کلسیم غذا کمک می‌کند.

نکته: به افراد مبتلا به فقر آهن توصیه می‌شود همراه غذای خود لیمو، نارنج و پرتقال مصرف کنند تا جذب آهن در بدنشان ارتقاء پیدا کند. ولی باید دقت کرد از میوه‌های خیلی شیرین بعد از غذا استفاده کنند چون این میوه‌ها باعث افزایش قند خون شده و سیری کامل را به وجود می‌آورند. ولی مصرف این میوه‌ها قبل یا همراه غذا احساس سیری کاذب را به وجود می‌آورند و باعث کم اشتها می‌شوند.

در آخرین مطالعات و گزارش‌های دانشگاه‌های تغذیه معتبر دنیا، به شدت توصیه شده که مردم در هر ساعتی از شبانه روز می‌توانند میوه یا سبزی مصرف کنند. اما بهتر است ساعت ۱۰ صبح یا در ساعات عصر میوه‌ها را جایگزین انواع شیرینی جات و تنقلات کم‌ارزش نمایند. در واقع فواید میوه‌ها و سبزی‌ها آن قدر زیاد است که در هر زمانی از شبانه‌روز که مصرف شوند مورد تأیید است. خوردن میوه ضامن سلامتی است ولی در مورد زمان خوردن میوه توصیه‌های ضد و نقیضی وجود دارد. یکی از باورهای رایج در این زمینه این است که میوه را نباید همزمان با وعده‌های غذایی مثل ناهار یا شام مصرف کرد چون میوه مانع جذب مواد مغذی می‌شود.

میوه‌ها منابع غنی از فیبر هستند با مصرف میوه مقدار زیادی فیبر وارد دستگاه گوارش می‌شود.

این فیبرها باعث سریع شدن حرکات دودی روده‌ها می‌شوند و در نتیجه عبور مواد غذایی را در دستگاه گوارش سرعت می‌بخشند. به این ترتیب وقتی میوه را همراه یا بلافاصله بعد از غذا مصرف می‌شود، مواد غذایی با سرعت بیشتری از دستگاه گوارش عبور کرده و در نتیجه جذب خیلی از مواد مغذی مثل ویتامین‌ها و مواد معدنی، به اضافه کالری و حتی ترکیبات غذایی مضر مثل کلسترول و قند کمتر می‌شود.

اگر فردی مشکل خاصی از نظر کمبود مواد مغذی نداشته باشد میتواند با خیال راحت همراه ناهار یا شام میوه مصرف کند. یا سبزیجاتی مثل

رابطین ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای در استان‌ها

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- لابرانوار 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: ۰۹۱۹۹۲۳۵۱۶۱

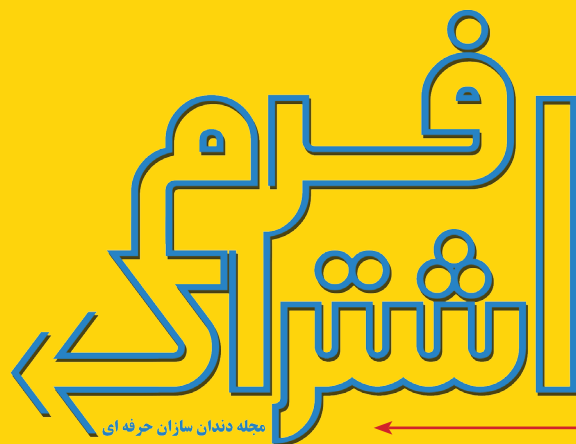
شیراز: دانشکده دندانپزشکی شیراز جناب آقای ثریا نشان
آدرس: شیراز- قم آباد- قصرالدشت - دانشکده دندانپزشکی شیراز
تلفن: ۰۷۱۱ - ۶۲۶۳۱۹۳ - ۴

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

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

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

ادامه در صفحه بعد



هزینه اشتراک شش ماهه با پست سفارشی ۲۴۰۰۰۰ ریال

← هزینه اشتراک یکساله با پست سفارشی ۴۸۰۰۰۰ ریال

← هزینه اشتراک یکساله بین المللی ۶۵\$

تلفن: ۰۲۱-۶۶۹۱۴۲۹۱ فکس: ۰۲۱-۶۶۴۳۸۷۲۹

نشانی پستی ماهنامه: تهران، صندوق پستی ۶۳۶-۱۴۱۸۵
pdt.magazine@yahoo.com

نام و نام خانوادگی / نام مرکز:

نشانی: استان: شهرستان:

.....

.....

کد پستی: صندوق پستی: تلفن:

همراه: فکس:

EMAIL

☐ مبلغ اشتراک طی فیش شماره
به حساب جاری ۴۱۳۵۴۵۵۸۸۸ نزد بانک ملت شعبه چهارراه نصرت پرداخت گردید.

☐ از طریق ملت کارت شماره ۶۱۰۴۳۳۷۷۷۰۰۵۵۴۶۳
بنام نشریه دندان سازان حرفه ای پرداخت گردید.

☐ شش ماهه
☐ یکساله

☐ از طریق اینترنت به شماره تراکنش
به حساب نشریه دندان سازان حرفه ای پرداخت گردید.

تاریخ و امضاء

← شروع اشتراک از شماره:

رابطین ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای در استان‌ها

استان مازندران: جناب آقای یار علی بلارک آدرس: ساری-خیابان قارن-نیش کوچه اصان لو-ساختمان بهار-لابراتوار دنتال سرامیک ساری تلفن: ۰۱۵۱-۲۲۲۲۱۸۵۷ و ۰۱۵۱-۲۲۲۰۴۷۷ همراه: ۰۹۱۱۱۵۱۰۰۴۸
استان گیلان: جناب آقای رضا یونس نژاد آدرس: رشت-خیابان مطهری-روبروی بانک سرمایه-ساختمان کاسپین-طبقه ۴-لابراتوار پروتزهای دندانی یونس نژاد همراه: ۰۹۱۱۱۳۹۲۳۸۰
استان گلستان: جناب آقای محسن مصدق آدرس: گرگان-خیابان سرخواجه-نیش کوچه نهم - لابراتوار گرگان لبخند تلفن: ۰۱۷۱-۲۲۳۰۱۱۸ همراه: ۰۱۷۱-۲۲۶۴۲۰۶
استان خوزستان: جناب آقای اتابک آدرس: اهواز-خیابان خاقانی-بین نادری و کافی-نیش کوچه نجفی-ساختمان نوین طبقه اول-دندانسازی تخصصی نوین تلفن: ۰۶۱۱-۲۲۳۴۰۴۷-۹ همراه: ۰۹۱۶۳۱۵۵۱۴۴
استان کرمانشاه: جناب آقای عابد نقش بندی آدرس: شهرستان روانسر-زمین شهری-میدان انقلاب-دندانسازی نقش بندی تلفن: ۰۸۳۲-۶۵۲۳۶۹۹ همراه: ۰۹۱۸۳۳۲۱۴۷۴
استان کرمانشاه: جناب آقای رسول آقایان آدرس: کرمانشاه-خیابان دبیر اعظم-ساختمان دکتر زنگنه-واحد ۶-مطب دندان پزشکی دکتر اکبر خالصه-لابراتوار 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: ۰۹۱۴۳۶۲۳۳۷۳ ۰۹۱۴۷۹۴۳۳۷۳
استان همدان: جناب آقای مهدی قاسمی آدرس: همدان-شهرستان ملایر-خیابان الوند-خیابان شهید بسطامی-کوچه شهید محمد رحیم ترک-پلاک ۴۷۲ همراه: ۰۹۱۸۹۵۱۹۷۹۰
استان لرستان: جناب آقای رضا قاسمی آدرس: شهرستان بروجرد-شهرک اندیشه-فاز ۳-کاج ۳-پلاک ۷-لابراتوار دندانسازی مندیبل تلفن: ۰۳۶۳-۵۳۰۰۹۰۳ همراه: ۰۹۳۸۲۴۳۳۹۷۸

- And Products. II Screening For Systemic Toxicity. *J Biomed Mat Res*, 8 :11-34
31. Corkill, J.A., Lloyd, E.J., Hoyle, P., Crout, D.H.G., Ling, R.S.M., James, M.L., Piper, R.J. (1976): Toxicology Of Methylmethacrylate: The Rate Of Disappearance Of Methylmethacrylate In Human Blood In Vitro, *Clin Chim Acta*, 68:141-146
 32. Pantucek, M. (1969): On The Metabolic Pathway Of Methylmethacrylate, *Febs Lett*, 2 :206-208
 33. Nakamura, M., Kawahara, H. (1984): Long Term Biocompatibility Tests Of Denture Base Resins In Vitro, *J Prosthet Dent*, 52 :694-699
 34. Cimpan, M.R., Matre, R., Cressey, L.I., Tysnes, B., Lie, S.A., Gjertsen, B.T., Matre, R. (2000): The Effect Of Heat And Auto Polymerized Denture Base Polymers On Clonogenicity, Apoptosis, And Necrosis In Fibroblasts: Denture Base Polymers Induce Apoptosis And Necrosis, *Acta Odontol Scand*, 58 :217-228
 35. Anil, N., Ercan, M.T. (2000): Microleakage Study Of Various Soft Denture Liners By Autoradiography: Effect Of Accelerated Aging, *J Prosthet Dent*, 81 :394-399.
 36. Wataha, J.C. (2001): Principles Of Biocompatibility For Dental Practitioners, *J Prost Dent*, 86 :203-209.
 37. Huang, F.M., Tai, K.W., Hu, C.C., Chang, Y.C. (2001): Cytotoxic Effects Of Denture Base Materials On A Permanent Human Oral Epithelial Cell Line And On Primary Human Fibroblasts In Vitro, 14 :439-443
 38. Oppenheimer, B.S., Oppenheimer, E.T., Danishefsky, A.P., Stout, A.P., Eirich, F.R. (1955): Further Studies Of Polymers As Carcinogenic Agents In Animals, *Cancer Res*, 15 :334-340
 39. Rohrbein, W., Bork, K. (1988): Allergies To Prosthetic Materials, 78 :350-356
 40. Wilson, H.J., Tomlin, H.R. (1969): Soft Lining Materials: Some Relevant Properties And Their Determination, *J Prost Dent*, 21 :244
 41. Bowen, R.L. (1963): Properties Of Silica Reinforced Polymer For Dental Restorations, *J Am Dent Ass*, 66 :57
 42. Maachi, R.L., Craig, R.G. (1969): Physical And Mechanical Properties Of Composite Restorative Materials, *J Am Dent Ass*, 78 :328
 43. Atsuta, M., Nakabayashi, N., Masuhara, E. (1971): Hard Methacrylic Polymers, *J Bio Mat Res*, 5 :183
 44. Sprinel, L., Vacik, J., Kopecek, J., Lim, D. (1971): Biological Tolerance Of Poly(N Substituted Methacrylamides), *J Bio Mat Res*, 5 :197.
 45. Lastumaki, Tm., Lassila, Lv. (2001): Flexural Properties Of The Bulk Fiber Reinforced Composites - Used In Fixed Partial Dentures, 14 :22-26
 46. Bae, Jm., Kim, Kn., Hattori, M., Et Al. (2001): The Flexural Properties Of Fiber Reinforced Composites With Light Polymerized Polymer Matrix, *Int J Prosth*, 14 :33-39
 47. Eskitascioglu, C., Eskitascioglu, A., Belli, S. (2004): Use Of Polyethylene Ribbon To Create A Provisional Fixed Partial Denture After Immediate Implant Placement, *J Prosthet Dent*, 91 :11-14
 48. Terry, D.A., McGuire, M. (2002): The Perio Aesthetic Restorative Approach For Anterior Reconstruction, *Pract Proced Aesthet Dent*, 14 :363-369.
 49. Culy, G., Tyas, Mj. (1998): Direct Resin Bonded Fiber Reinforced Anterior Bridges, *Aust Dent J*, 43 :1-4
 50. Shuman, Ie. (2000): Replacement Of Tooth With A Direct Fiber Reinforced Direct Bonded Restoration, *Gen Dent*, 48 :314-318
 51. Belli, S., Ozer, F. (2000): A Simple Method For Single Anterior Tooth Replacement, *J Adhes Dent*, 2 :67-70
 52. Abel, Mg. (1994): Alternative Bridge Design, *Oral Health*, 84 :23-24
 53. Freilich, Ma., Meiers, Jc., Duncan, Jp., Eckrote, Ka., Goldberg, Aj. (2002): Clinical Evaluation Of Fiber Reinforced Fixed Bridges, *J Am Dent Assoc*, 133 :1524-1534
 54. Vallitu, P.K. (2004): Survival Rates For Resin Bonded, Glass Fiber Reinforced Composite Fixed Partial Dentures With A Mean Follow Up Of 42 Months, *J Prosthet Dent*, 91 :241-246
 55. Behr, M., Rosentritt, M., Handel, G. (2003): Fiber Reinforced Composite Crowns And Fpd's, *Int J Prosthodont*, 16 :239-243.
 56. Bohlsen, F., Kern, M. (2003): Clinical Outcome Of Glass Fiber Reinforced Crowns And Fixed Partial Dentures, A Three Year Retrospective Study, *Quintessence Int*, 34 : 493-496
 57. Monaco, C., Ferrari, M., Miceli, Gp., Scotti, R. (2003): Clinical Evaluation Of Fiber Reinforced Composite Inlay Fpd's, *Int Prosthodont*, 16 : 319-325
 58. Pfeiffer, P., Grube, L. (2003): In Vitro Resistance Of Reinforced Interim Fixed Partial Dentures, *J Prosthet Dent*, 89 :170-174

plasticizer free soft denture liners that could retain their softness permanently.

References

1. Badaway, W.A., Fathi, A.M., El-Sherief, R.M., Fadl-Allah, S.A.,(2008): Electrochemical and biological behaviors of porous titania (TiO_2) in simulated body fluids for implantation in human bodies, *Journal of Alloys and Compounds*, doi: 10.1016/j.jallcom.2008.08.061 (in press).
2. Alan Grant.(1978): Problems with polymers in dentistry, *The British Polymer Journal*, 10:241-244
3. Williams, D.J.(1971): *Polymer Science and Engineering*, Prentice Hall, New Jersey.
4. Phillips, R.M.,(1973): *Skinner's science of dental materials*, 162, W.B.Saunders, New York
5. Maachi,R.L., Craig, R.G.,(1969): Physical and mechanical properties of composite restorative materials, *J Ame Dent Ass*, 78 :328
6. Fox , T.G & Flory, P.J(1950): The Glass Transition, *Journal of Applied Physics*, 21:581
7. Fox , T.G & Flory, P.J(1954): The Glass temperature and related properties of Polystyrene, *Journal of Polymer Science*, 14:315
8. Nielsen, L.E.(1962): *Mechanical properties of polymers*, Reinhold NewYork.
9. D. Williams, Ed. (1981): *Biocompatibility Of Clinical Implant Materials*, Crc Press, Inc., Fl, 235
10. Ansi/Ada (1979): American National Standards Institute/American Dental Association, Specification No. 41, *Biological Evaluation of Dental Materials*.
11. Ansi/Ada (1980): Proposed Specification No. 57 For Endodontic Filling Materials, American National Standards Institute/American Dental Association.
12. ISO 7405 (1984): International Organization For Standardization, Technical Report 7'405, *Biological Evaluation Of Dental Materials*.
13. Tramsdorf, E., Schildknecht, C.E.,(1956): Polymerization In Suspension. In: *Polymer Processes* (Ed. By C.E. Schildknecht), 69, Interscience, New York
14. Vallitu, P.K., Ruyter, I.E., Buykuilmaz, S.,(1998): Effect Of Polymerization Temperature And Time On The Residual Monomer Content Of Denture Base Polymers, *Eur*
15. Marxkors, R., Meiners, H.,(1993): *Taschenbuch Der Zahnärztlichen Werkstoffkunde*, 4th Ed. Hanser, Munchen.
16. Bundeszahnärztekammer, Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung Ed.(2001): *The Dental Vademecum, Das Dental Vademecum(Ddv)*, 7: 598-603
17. Harrison, A., Huggert, R., Jagger, R.C.(1978): The Effect Of Cross Linking Agent On The Abrasion Resistance And Impact Strength Of An Acrylic Resin Denture Base Material, *J Dent*, 6 :299-304
18. Fletcher, A.M., Purnaveja, S., Amin, W.M., Ritchie, G.M., Moradians, S., Dodd, A.W.,(1983):The Level Of Residual Monomer In Self Curing Denture Base Materials, *J Dent*,62:118-120
19. Tsuchiya, H., Hoshino, Y., Kato, H., Takagi, N.,(1993): Flow Injection Analysis Of Formaldehyde Leached From Denture-Base Acrylic Resins, *J Dent*,21:240-243
20. Harrison, A., Huggert, R.,(1992):Effect Of Curing Cycles On Residual Monomer Levels Of Acrylic Resin Denture Base Polymers, *J Dent*, 20:370-374
21. Vallitu, P.K.,(1996): The Effect Of Surface Treatment Of Denture Acrylicresin In The Residual Monomer Content And Its Release Into Water, *Acta Odontol Scand*, 54:188-192
22. Austin, A.T.,Basker, R.M.,(1980):The Level Of Residual Monomer In Acrylic Denture Base Materials With Reference To A Modified Method Of Analysis, *Br Dent J*, 149: 281-286
23. Lygre, H., Solheim, E., Gjerdet, N.R.,(1995): Leaching From Dental Base Materials Invitro. *Acta Odontol Scand*, 53:75-80
24. Baker, S., Walker, D.M.,(1988): The Release Of Residual Monomeric Methylmethacrylate From Acrylic Appliances In Human Mouth: An Assay For Monomer In Saliva, 67:1295-1299
25. Tsuchiya, H., Tajima, K., Takagi, N.,(1994): Leaching And Cytotoxicity Of Formaldehyde And Methylmethacrylate From Acrylic Resin Denture Base Materials, *J Prosthet Dent*, 71: 618-624
26. Vallitu, P.K., Miettinen, V., Alakujala, P.,(1995): Residual Monomer Content And Its Release Into Water From Denture Base Materials, *Dent Mater*, 11: 338-342.
27. Oysaed, H., Ruyter, I.E., Sjøvik Kleven, I.J.,(1988):Release Of Formaldehyde From Dental Composites, *J Dent Res*,67 :1289-1294
28. Ruyter, I.E.,(1980): Release Of Formaldehyde From Denture Base Polymers, *Acta Odontol Scand*, 38 :17-27
29. Deichmann, W.,(1941): Toxicity Of Methyl, Ethyl And N-Butyl Methacrylate, *J Ind Hyg Toxicol*, 23 :343-351
30. Lawrence, W.H., Malik, M., Autian, J.,(1974):Development Of Toxicity Evaluation Program For Dental Materials

Bis-gma resins

Modification in the basic acrylic structure can produce resins with widely diverging properties.

Bowen et al.^[41], in 1963, modified the existing acrylic structure, by combining one part of bis-phenol A (Figure 1) with two parts of glycidyl methacrylate (Figure 2), in the presence of 0.5% N,N-dimethyl-p-toluidene, at 60°C, to form the rigid polymer known as Bowen's resin. Several additions were made to the final mixture to get a reasonable working viscosity with better properties^[42]. Properties of BIS-GMA reinforced resin have been compared to PMMA acrylic resins in Table 4.

Copolymers of methylmethacrylate and bis phenol A dimethacrylate have been reported in literature for high impact strength crown and bridge usage^[43].

Hydron (Hydrogels)

Sprinel et al.^[44] contributed several reports to the development of soft tissue conditioners through hydrophilic and biocompatible polymers, primarily poly N-substituted methacrylamides. These biopolymers retain 35-90% water and act as cushions and conditioners for the oral tissues under masticatory stress. The primary monomer used is 2-hydroxy ethylmethacrylate (HEMA), cross linked with ethylene glycol dimethacrylate (EGDMA), to give a three dimensional swollen hydrogel. Figures 3 and 4 show the chemical structures of HEMA and EGDMA.

Polycarbonates

These are usually formed by cross linking bis-phenol A with a di-substituted ketone group. They can be used for denture base construction, owing to their high impact strength, compared to the traditional acrylic resins.

Table 4: Comparison of properties of BIS-GMA reinforced resin with PMMA acrylic resin^[41]

Properties	Reinforced BIS-GMA Resin	Acrylic resin
Volume shrinkage (%)	2.7	6.2
Compressive Strength (N/mm ²)	110-160	75
Tensile Strength (N/mm ²)	28	28
Modulus of elasticity (N/mm ²)	11200	1800

Due to their difficult manipulation and processing under high pressure and temperature, they are not routinely used.

Future polymers

Polymerization is accompanied by the evolution of heat and volume contraction of the mixture, both of which affect the final outcome of the procedure. Several procedures^[45] are now being considered, towards developing newer denture polymers with improved strengths and properties, by modifying the primary polymer matrix with several additions. Different fillers (glass, silica, borosilicates and fused quartz), binders and processing techniques (rods, fibers and matte) are being experimented to develop the ideal denture polymer, suiting our clinical requirements^[46].

Several technological solutions have been proposed and are under testing. Polyethylene woven fibers, braided fibers and unidirectional fibers^[47-51] are under experimentation. Fiberflex based on Kevlar, developed by Dupont, is under consideration, as a unidirectional fiber reinforced denture material^[46]. Glass woven and braided fibers are also promoted for indirect system of fabrication by Swiss dental laboratories^[52]. Fiberkor (glass unidirectional fibers) and Vectris (glass unidirectional fibers in mesh) are also under trial as future denture substitutes^[53-58].

Conclusions

This paper focuses on the properties and uses of polymers that are being used and are under trial as denture polymers. PMMA resin continues to be the universal versatile polymer in denture dentistry. Depending upon the type of polymerization, PMMA resins may leach 0.1-5% of the residual monomer and additives, mainly MMA and formaldehyde, contributing to localized allergic reactions. Studies have reported a possible carcinogenic and embryotoxic potency of MMA. Though, severe complications have been reported rarely in literature, yet the frequency of allergic reactions has been observed to increase with the increased use of higher amounts of PMMA resins. There is a need for the development of newer high strength, radio-opaque acrylic denture materials employing polymer blends, heavy metals and block co-polymers. There is a need for the development of non-leachable plasticizer or

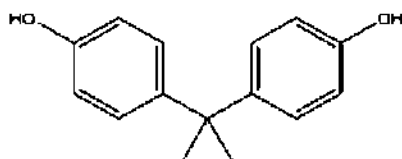


Figure 1: Bis-Phenol A (B-PA)

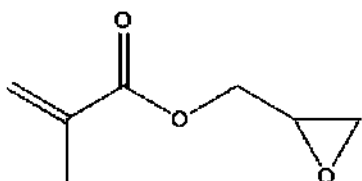


Figure 2: Glycidyl methacrylate

Furthermore, formaldehyde release from the heat polymerized resin is relatively high in-vitro and in-vivo, in comparison to the microwave and light polymerized specimens. Two mechanisms of formaldehyde release, as suggested, include oxidation of methacrylate group and finally copolymerization of methacrylate with oxygen, followed by final decomposition to formaldehyde resin^[27-28].

Lygre et al. reported the release of certain other constituents like phenylsalicylate, biphenyl and phenyl benzoate^[23].

Studies from the literature reveal that LD₅₀ of MMA in rats is 9 g/Kg of body mass^[29-30]. This

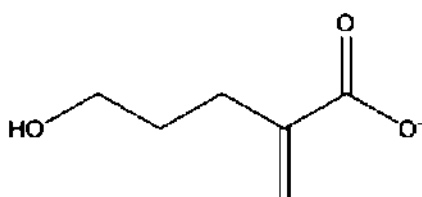


Figure 3: Hydroxy ethylmethacrylate (HEMA)

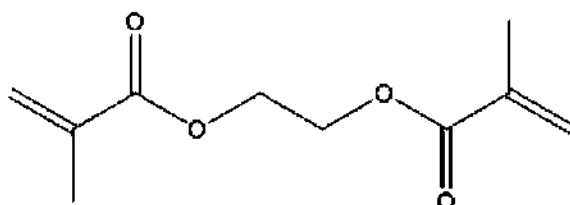


Figure 4: Ethylene glycol dimethacrylate (EGDMA)

high concentration indicates a very low and acute systemic toxicity of MMA. There have not been any reported effects on alteration of organs like kidneys, spleen, pancreas, lungs and gut^[30]. The half life of MMA is 20-40 minutes^[31] and if injected into blood serum, is rapidly metabolized into pyruvate through the Kreb's energy transport process (Citric acid cycle)^[32].

Nakamura and Kawahara^[33] studied the cytotoxic effects of two weeks old aqueous extracts from two heat polymerized and three chemically cured polymers. There were no cellular alterations in the extract and the toxic activity was found to diminish with aging.

Cimpan et al.^[34] also concluded similar results with emphasis on the fact that auto polymerizing resins were more toxic than heat polymerizing ones.

In addition to the toxic leach, microorganisms further complicate the situation. It has been observed that dentures with soft liners^[35], that leach MMA and formaldehyde, synergistically promote microbial proliferation and cause stomatitis^[35]. Several forms of allergies including type IV hypersensitivity, urticaria, allergic stomatitis, dermatitis and psoriasis have been reported in literature from various different polymer components^[36-37].

Some of the older literature reports show the formation of fibrous malignancies after subcutaneous implantation of PMMA^[38] but nothing has been confirmed till date.

Poly ethyl methacrylate (PEMA) & Poly butyl methacrylate (PBMA)

In respect to the diverse applications of polymers in denture science, higher molecular weight methacrylate polymers such as polyethylmethacrylate (PEMA) and polybutylmethacrylate (PBMA) have found uses as soft denture liners.

PEMA with Tg of 65°C and PBMA with Tg of 30°C are both soft at oral temperatures, with the addition of sufficient quantities of plasticizer (commonly butylphthalyl butylglycolate)^[40]. These soft liners, made from highly plasticized acrylic processes under normal pressure molding techniques, remain permanently soft until the plasticizer is lost through leaching following which the material becomes rigid^[40].

Table 2: Comparing compositions of heat activated & chemically (auto) activated PMMA resins^[4,8]

Heat activated PMMA resin (Two component system)		Chemically (auto) activated PMMA resin (Two component system)	
Powder system		Powder System	
Poly (methyl methacrylate)	Main constituent	Poly (methyl methacrylate)	Main constituent
Benzoyl peroxide	Initiator	Benzoyl peroxide	Initiator
Mercuric Sulphide, Cadmium Sulphide	Dyes	Mercuric Sulphide, Cadmium Sulphide	Dyes
Zinc oxide, Titanium oxide	Opacifiers	Zinc oxide, Titanium oxide	Opacifiers
Dibutyl phthalate	Plasticizer	Dibutyl phthalate	Plasticizer
Dyed particles-glasses, beads	For aesthetics	Dyed particles-glasses, beads	For aesthetics
Liquid System		Liquid System	
Methyl methacrylate	Plasticizes Polymer	Methyl methacrylate	Plasticizes Polymer
Dibutyl phthalate	Plasticizer	Dibutyl phthalate	Plasticizer
Glycol dimethacrylate (1-2%)	Cross-linking agent	Glycol dimethacrylate (1-2%)	Cross-linking agent
Hydroquinone (0.006%)	Inhibitor	Hydroquinone (0.006%)	Inhibitor
		Dimethyl-p-toluidene	Activator

Table 3: Comparison of properties of heat and chemically (auto) cured PMMA resins^[4,8]

Heat Activated Acrylic Resins	Chemically (auto) activated acrylic resin
High molecular weight	Comparatively lower molecular weight
Heat is necessary for polymerization	Heat is not the primary source for polymerisation
Porosity of the cured resin is less	Porosity in the cured resin is much greater
Stronger cured material	Strength is less compared to heat cured resins
Lower residual monomer content	Higher residual monomer content
Shows less distortion, creep and initial deformation	Comparatively higher distortion, increased creep, slow recovery, and greater distortion.

Decomposition of the initiator (primarily dibenzoyl peroxide) into free radicals under heat, initiates chain propagation for a heat activated reaction^[14-15].

Polymerization of chemically curing acrylics is triggered via a redox reaction occurring at the oral temperature, mainly under the influence of an accelerator –primary amine, sulfinic acid or substituted barbituric acid, comprising the amine-peroxide redox system^[14-15].

Light curing and microwave curing acrylics are derived partly from the PMMA and partly from urethane dimethacrylate (UDMA)^[16] and ethylene glycol dimethacrylate (EGDMA)^[17].

Two important considerations for biopolymers are the monomer to polymer conversion and residual monomer content because of their application in approximation to oral tissues. Heat polymerized poly methyl meth acrylate and thicker areas of the denture show significantly

fewer residual monomers^[18-19]. Vallitu et al.^[14] demonstrated that when polymerization was done at a higher temperature for a longer period of time, the residual leachable monomer content decreased from 1 wt% to less than 0.1 wt%. It has been documented in literature that further application of a light polymerizable resin over the surface, additionally reduces the leachable monomer content. Several studies have been conducted using advanced diagnostic tools like HPLC, GC-MS and IR^[20-24] to identify the components that leach during the polymerization process.

Baker et al demonstrated 45 mg/ml (ml of saliva) release of MMA in saliva of patients with inserted dentures over a week, compared to dentures polymerized at 70°C for 3hrs with no MMA leach^[24]. In-vitro studies have however shown that there is a release of PMMA from heat polymerized resin, though in significantly smaller quantities^[25-26].

Table 1: Percolating agents and ingredients of PMMA ^[15,19,39]

Function	Substance
Monomer	Methyl methacrylate (MMA), Ethylene glycoldimethacrylate (EGDMA)
Degradation products of MMA	Methacrylic acids
Oxidation products of MMA	Formaldehyde
Stabilizer	Hydroquinone, Resorcinol, Pyrogallol
Accelerator of auto polymerizing resins	N,N-dimethyl-p-toluidine (tertiary amine)
Matrix monomer of light curing resins	Poly (ethyl methacrylate), Ethoxylized bisphenol-A-dimethacrylate
Matrix monomer of light curing resins & microwave curing resins	Urethane dimethacrylate (UDMA)
Initiator	Dibenzoyl Peroxide (DBP),
Reaction products of DBP	Biphenyl, Phenyl benzoate, Benzoic acid
Photoinitiator of light curing polymers	Camphorquinone
Plasticizers	Dibutyl phthalate, Dicyclohexyl phthalate
UV absorbers	Phenyl salicylate
Coloring agents & fillers	CdS, CdSe, Inorganic fillers, Cu,

Biocompatibility is the ability of a polymer material or a device to remain biologically inert during its functional period^[9]. Toxicity is usually manifested by the release of several chemical constituents from the material (as shown in Table 1), which induces an allergic response in terms of localized or generalized stomatitis/dermatitis, severe toxicological reactions or carcinogenic/mutagenic effects.

The dental resins should be non-toxic, non-irritating and otherwise non-detrimental to oral tissues. To fulfill these requirements, they should be preferably insoluble in saliva and all other body fluids. They should not become insanitary or disagreeable in taste, odor or smell and should be highly stable.

In general, no single test is used to evaluate the biological efficacy of a material. Several in-vitro, animal and usage tests are required, complementing one another in the overall testing scheme. However, ANSI/ADA approved document No. 41 recommended standard practices for evaluation of dental materials^[10-11] and ISO standard 10993^[12] have been followed across the globe to standardize the biocompatible testing scheme. Several other standards, complementing for the safe application of the biopolymer are EN ISO 4049:Dentistry-polymer filling, restorative and luting materials; EN ISO 10477:Dentistry-polymer based crown and bridge materials; EN ISO 1567: Dentistry-Denture base polymers

and EN ISO 6847:Dentistry-resin based pit and fissure sealants.

Denture Materials

Acrylic resins- Poly methyl methacrylates (PMMA)

Acrylic resins are the most commonly used polymeric materials in denture dentistry, majority of which comprise the Poly methyl methacrylate (PMMA). These are used in individual impression trays and orthodontic devices, in addition to dentures and artificial crowns. PMMA is well known for its property of being a bone cement (for fixing hip implants) and of its use in making acrylic glass (as a base for artificial fingernails and varnish).

According to their mode of chemical reaction (free radical generation), they are classified as heat curing, chemical (auto) curing, light curing or microwave curing. Methylesters of methacrylic acid are the basic constituents of PMMA but several additions are made as per their properties and applications to get the desired characteristics.

The polymerization mechanism involving conversion of monomers to polymer, in both the heat and auto curing reactions has been discussed in detail by Trommsdorf et al.^[13] and Phillips et al.^[4] in 1973. The composition and properties of heat and auto curing resins has been summarized in Table 2 & 3 respectively.

correlation between structure, properties and uses, more wholesome.

Biopolymers

General Dental Applications

Dentures (bases, liners, tissue conditioners, artificial teeth etc), Cavity Restorative Materials (composites- self cure/ light cure), Sealants (pulpal, cavity and margin sealants), Impression Materials (alginate, agar, elastomers, waxes etc), Cements (resin based cements), Others (gloves, rubber dam, mixing bowls, plastic spatulas etc)

Denture Applications

Complete and partial removable dentures, Denture liners, Tissue conditioners, Oral and maxillofacial appliances –cleft palate plates, maxillary supports etc

Orthodontic appliances - Habit breaking appliances (nail biting, thumb sucking etc)

Requirements for a denture polymer

Physical properties

A denture polymer should possess adequate resilience and strength to biting, chewing, impact forces and excessive wear under mastication. It should be stable under all conditions of service, including thermal and loading shocks^[4-5]. It should also have reasonable specific gravity for certain special applications, making it lighter in weight.

Mechanical properties increase considerably with an increase in number average molecular weight, M_n , becoming independent as approaches infinity^[6-7].

Aesthetic properties

The resin should exhibit sufficient translucency and transparency (hue, chroma and value) to match the adjacent structures and tissues^[4-5]. It should be capable of being pigmented or tinted to camouflage the surroundings. Once fabricated, it should maintain the appearance and color and not change subsequently.

Chemical stability

The biomaterial should be chemically stable

and not deteriorate inside the oral cavity by inducing some chemical reaction or an adverse event. It should preferably polymerize to completion, without leaching any residual monomers^[4-5].

Rheometric properties

The flow behavior in polymers involves elastic and plastic deformation (viscous flow) and elastic recovery when stresses are released, as reported by Nielsen^[8]. Molecular weight, chain length, number of cross linkages, temperature and applied force greatly determine the typical behavior. Plastic flow is irreversible and causes permanent polymer deformation, compared to elastic recovery in certain polymers, when applied stress is removed.

Biopolymers exhibit complex combined elastic-plastic deformation called as visco-elastic recovery.

Thermal properties

Polymers normally show a large variation in their properties with temperature. At sufficiently low temperatures, amorphous polymers are hard and glass-like, compared to softer and more flexible, when a critical temperature is reached—usually the glass transition temperature (T_g).

The T_g of a plastic is one of the very important set points in determining whether the polymer is thermosetting or thermoplastic and hence our desired clinical properties are affected.

T_g varies with molecular weight, as described by Fox and Flory^[6-7] and thus modifies the material properties.

$$T_g = T_g^\infty - K/n$$

where, T_g^∞ is the glass transition temperature of the polymer with infinite molecular weight. This suggests that T_g becomes independent of molecular weight at high values of.

Biocompatibility (Biological-stability)

The biological compatibility of a material is a complex phenomenon, involving interactions from biology, patient risks, trials, clinical experience and engineering expertise. Though ignored for several years, it is the fundamental requirement for any biological material today.

Biocompatible Denture Polymers – A Review

Rahul Bhola*, Shaily M. Bhola, Hongjun Liang, Brajendra Mishra

Department of Metallurgical & Materials Engineering,
Colorado School of Mines, Golden, CO 80401
* corresponding author: rbhola@mines.edu

Received 10 April 2009, Accepted 13 June 2009, Published online 27 December 2009

The use of polymers has revolutionized the biomedical industry ever since their discovery. Many prostheses and implants made from polymers have been in use for the last three decades and there is a continuous search for more biocompatible and stronger polymer prosthetic materials. In this review, an attempt has been made to combine the material properties of the polymers used in denture dentistry, with emphasis on the most widely used poly methyl methacrylate resin (PMMA). This paper may be useful for material selection of polymers used for denture applications and may provide insight into the upcoming novel materials in denture dentistry. © Society for Biomaterials and Artificial Organs (India), 20090410-40.

Introduction

Several difficulties exist in producing a satisfactory denture material or designing a technique that is useful for its application. Conditions in oral cavity seem almost suited to annihilation. Biting stresses on dentures can be extremely high, temperatures may fluctuate between 25°C to 45°C^[1] and pH may change instantaneously from acidic to alkaline. The warm and moist oral environment, which is also enzyme and bacteria rich, is conducive to further decay. The soft tissues and structures in contact with the denture polymers may be injured from the toxic leaching or breakdown of the material.

The very basic, initial denture material that was used with much success was vulcanite^[2-3]. Vulcanite is an unsaturated polymer of isoprene, impregnated with 32% sulphur and used to be supplied as plastic sheets. The sheets were cut and packed in the denture mold space and polymerized under high heat (168°C) and pressure (620 KN/m²). This material could not sustain for long because of its aesthetic and dimensional change issues and lasted only for around 8 to 10 decades before getting replaced by newer resins (PMMA).

Towards developing a successful denture material, it is of prime importance to possess information on the chemical, physical and mechanical properties of the material together with the bacteriological, physiological and pathological responses of the material, which cannot be divorced from the former.

Polymers used in today's dentistry, commonly known as "Dental Resins", are used in all specialties of the profession, whether restorative (involving restoration of diseased teeth or structures), prosthodontics (involving dentures) or surgical (involving stents and supports). Polymers are, thus, an inevitable part of this modern vocation.

This article reviews various denture polymers for their properties and provides suggestions on the development of newer polymers for future clinical use. The first part of the article presents the general requirements for prosthetic polymers, with later emphasis on the individual polymers and structures used in modern dentistry. Materials have been classified according to their chemical structure in place of their dental applications, in order to make the

References

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.

had high creep resistance and fatigue endurance. It had good wear characteristics and solvent resistance. It had no porosity, no biological material build up, odor or stains. It provided good dimensional and colour stability. It needed minimal adjustments. It could be relined and repaired easily.

(a) Hardness is defined as the resistance to permanent surface indentation or penetration.^{6,7} At microscopic level hardness involves complex surface morphologies and stresses in the test material. Hardness is therefore a measure of the resistance to plastic deformation and is measured as force per unit area of indentation. A dental prosthesis should be reasonably hard to resist surface deformation and fracture. In this study Lucitone showed a mean hardness value of 7.99 VHN and Trevalon showed a mean hardness of 14.62 VHN.

(b) Statistical analysis using students 't' test parametric analysis revealed that there is statistically significant difference of ($P < 0.01$)

for hardness between Trevalon and Lucitone FRS.

Conclusions

Denture bases are critical component of Prosthodontics. They act as foundation from where denture teeth can be constructed. The present study highlights the hardness of two different denture base materials namely Trevalon and Lucitone FRS. It reveals that out of the two denture base materials, Trevalon is almost twice as hard as Lucitone FRS. Therefore Trevalon is ideal in cases where cross arch stabilization is required, cases which necessitate additional reinforcements, cases of repeated denture fractures and cases where surface area of dental arch is large. On the other hand Lucitone FRS can be successfully used in cases of small arch complete dentures, removable partial dentures, maxillofacial prosthesis with deep undercuts and in cases where patient is allergic to monomer. The information presented in the study will aid the Dentist in selection of ideal denture base materials for specific cases.

The statistical analysis of hardness for the two denture base materials tested is as following:

Table 2

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

The hardness values ranged from 14.4 VHN to 14.9 VHN for Trevalon and 7.67 VHN to 8.45 VHN for Lucitone FRS (Table1). The highest mean value for hardness was obtained for Trevalon. Statistical analysis test (Table 2) showed that there was significant difference between the hardness among the two denture base materials.

Discussion

The denture base is the part of the denture which rests on the soft tissues and does not include the artificial teeth. Artificial dentures should be sufficiently hard in order to serve successfully for a reasonable length of time. Vulcanite was the first materials used for fabrication of denture bases. It was patented by Nelson Goodyear in 1851. The Vulcanite was both hard and flexible. However it had poor esthetics and dimensional stability. In 1930 conventional acrylic resin (PMMA) replaced Vulcanite as the new denture base material. It was strong, dimensionally stable and esthetic. However it was prone to polymerization shrinkage and caused allergic reaction in certain

patients due to the presence of residual monomer.

The twenty first century marked the resurrection of the Vulcanite. The Vulcanite was reinforced by nylon, glass-fibers etc. to render it strong and unbreakable. The new product was more esthetic in appearance as well. It possessed more dimensional accuracy as it employed injection molding technique when compared to acrylic resins³. It had the added advantage of being monomer free⁵.

The present day Vulcanites are collectively referred as flexible resins. The flexible resin-Lucitone FRS is chemically nylon based plastic linear polyamide. It has long term performance. Polymer unzipping is negligible and hence it is highly stable. It also

Vicker's hardness (VHN) = Load/ Area of pyramidal indentation

SAMPLE MOUNTED FOR TESTING



Shimadzu – 2000 for testing hardness (Fig.3)

Results

The basic data and mean value of hardness for the two denture base material are as following:

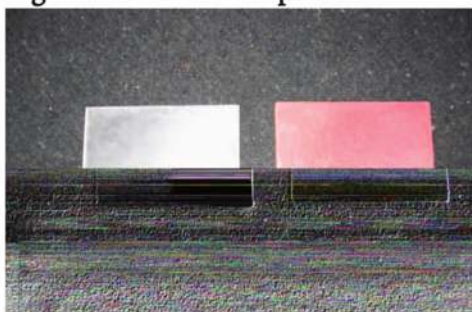
Table 1

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

specimen was individually measured using vernier caliper (Mitutoyo Digimatic caliper). All the specimens were stored in

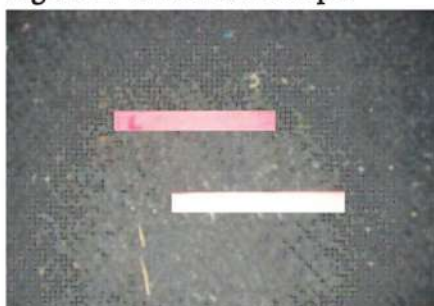
distilled water at $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ in an incubator for 7 days.

Figure 1. Master Perspex Blank



Parameters under which the study was done are: a) test load -50 gf b) time -15s and c) temperature - 25°C .

Figure 2. Final Test Sample



Measurement of Properties: The samples were tested after 7 days of storing in distilled water in an incubator. They were taken out 5 minutes before the hardness test and transferred to room temperature at 18°C . Hardness was determined by Vicker's micro-indentation hardness test. The test was carried out on Shimadzu HM-2000 (ASTM - E 384 - 05) as shown in (Fig.3).

I

Initial specimen preparation: The specimen preparations were carried out in accordance with the conditions laid down in ISO Specification no.1567, for denture base polymers. The master mold was made of Perspex of dimension 68 x 50 x 4 mm as shown in (Fig.1) with a slight convergence to one end. The master Perspex molds were invested in gypsum in their respective dental flasks. After the dental stone was set, the mold plates were removed to create space for packing or injecting denture base resin.

Compression molded heat polymerized denture base material: In the conventional compression molding technique metal flasks were employed to prepare Trevalon specimens. Mold separation, packing, clamping and curing followed standard practice. All specimens were polymerized in a thermostatically controlled water bath (Model: Samit, India) according to the manufacturer's instruction. Once the curing was over the flasks were allowed to bench cool before being deflasked. The samples were obtained from the flasks.

Nylon denture base material: Nylon denture base material was supplied as a single component in the cartridge form. The flask system used for the study was success injection system, Dentsply. As the nylon was being melted in a furnace which was pre-heated to a temperature of 302°C, the stone mold was exposed under the heat lamps. The mold was uniformly heated for 17 min to a temperature between 65 and 70°C. The flask halves were assembled with brackets and together with the cartridge containing melted nylon; they were placed on to the injection unit. The injection molding pressure was maintained at 5 bars for 1 min and immediately after injection process; the assembly was removed and disengaged. The dental flask was bench – cooled for 5 min before deflasking. After divesting, the blank was removed from the mold and the sprues were separated from the blank with a cut – off disc.

Final specimen preparation: From each sample plate three specimen strips were prepared as in (Fig.2) by using computerized cutting machine (Model no. 2104). The specimen strips were wet ground using 600 grit silica paper. The final dimensions of the specimen were 64 x 10 x 2.5 mm. Each

The potential alternative materials to PMMA are the polycarbonates and the nylon denture base resins. Of this nylon is the generic name for certain types of thermoplastic polymers belonging to the class polyamides. These polyamides are

produced by the condensation reaction between a diamine and a dibasic acid.

In the present study we have compared compression molded heat polymerized denture base material Trevalon and nylon based thermoplastic denture base material Lucitone FRS based on hardness.

Materials and Methods

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

Sample preparation: A total 12 specimens were prepared from the two different types of denture base materials namely, Trevalon and Lucitone FRS to test hardness.

ORIGINAL STUDY

An evaluation of the hardness of flexible Denture Base Resins

SHEEBA GLADSTONE, SUDEEP S, ARUN KUMAR GDepartment 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.**Abstract**

Nylon denture base material (Lucitone FRS) was studied for its mechanical properties. The study confirmed that flexible denture base material has lower values in terms of hardness.

Introduction

Poly methyl methacrylate (PMMA) resins have dominated the denture base market for more than 50 years. This was due to PMMA's good physical properties, availability, reasonable cost and ease of manipulation.¹The polymerization of heat-cured PMMA is conventionally carried out

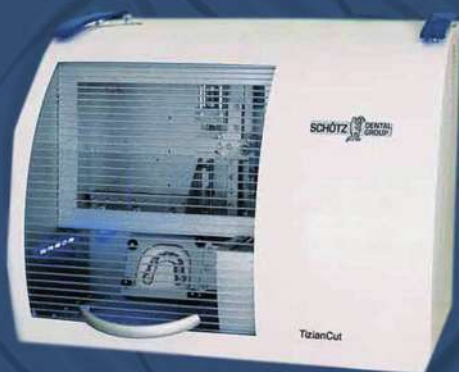
in a temperature controlled water bath for several hours. This is a relatively easy process. However, there are many factors in the laboratory procedure that can lead to alteration of denture occlusion^{2,3} and results in significant increase in vertical dimension after processing⁴. Also it is known for its toxicity and hypersensitivity as a result of oxidation byproducts.⁵

Darabi
dental laboratory

دارابی
لآبرآوار 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

لابراتوار تخصصی پروتزهای دندانی

قانع

فول پرسلن

IPS

و انواع لمینت

زیرکونیا و CAD/CAM



Labdental.ghane@yahoo.com



تهرانپارس. انتهای بزرگراه رسالت ثابت: ۰۲۱۷۷۳۴۰۶۳۳ موبایل: ۰۹۱۲۱۰۱۳۵۴۰

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 پروتزپستها و لابراتوار داران محترم ، در سراسر کشور بفرستد که در امر واردات ، فروش اجناس مطلوب لابراتواری و با توجه به تجربه چندین ساله در ساخت پرتزهای ثابت متحرک با استفاده از آخرین تکنولوژی و نانو تکنولوژی روز دنیا با نظارت دقیق و مستمر ، اقدام به واردات 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 حضرات معرفی می گردد و امید است با راهنمایی و رهنمود های خود این شرکت را در جهت پیشبرد اهداف یاری فرمایید .

با سپاس
مرز آبادی



ماینچ پودر پرسلن

ماینچ پودر

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 - ۳۴۳۷۹



نماینده انحصاری شرکت پروتکنو اسپانیا در ایران (کلیه اجناس با هولوگرام وزارت بهداشت می باشند)

نمونه محصولات:



انواع گچ:

پرسن / ولیمکس / پرس / لحیم کاری / بیس و آلیاژ

شرکت آسیا طب رازی



protechno

ADVANCED PRODUCTS FOR DENTAL LABS

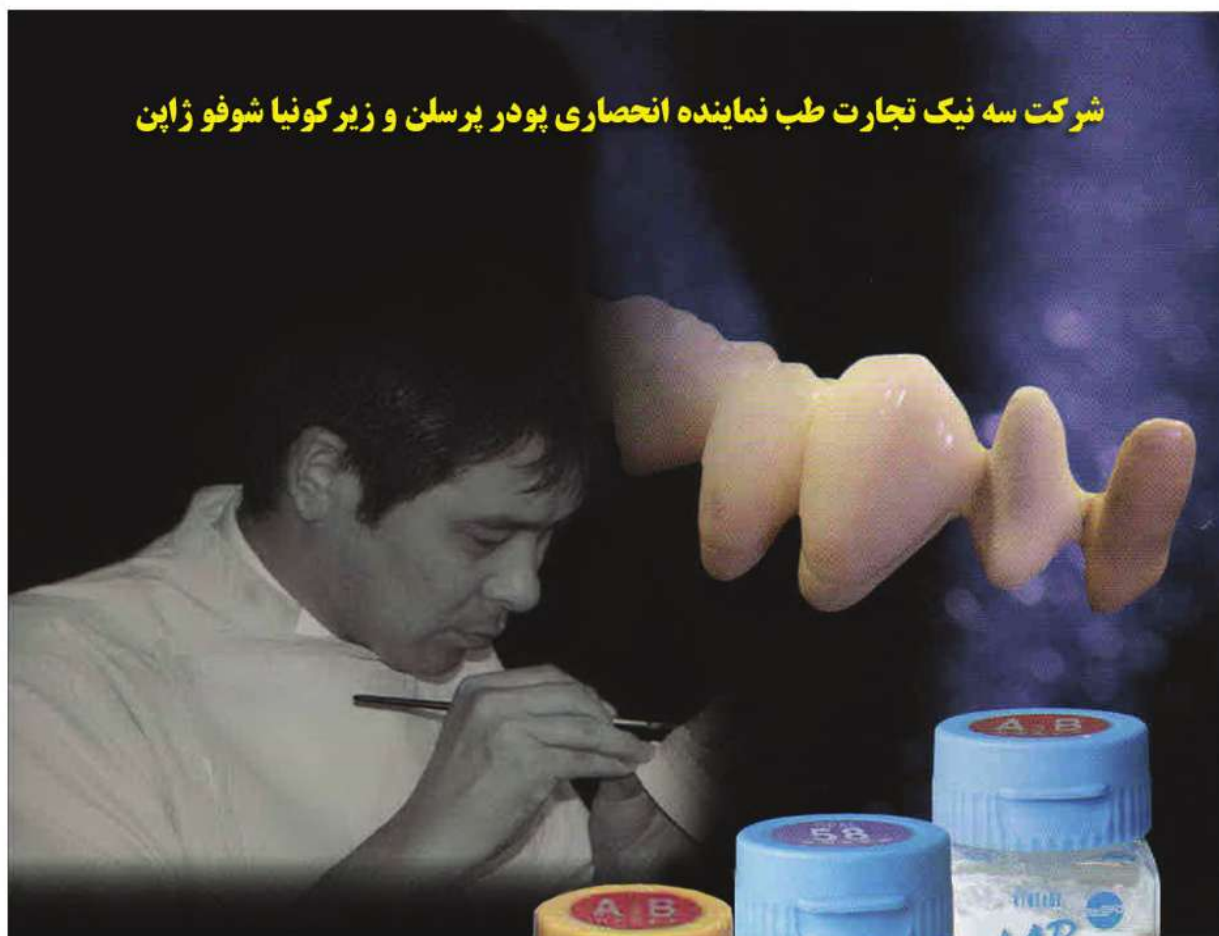
Made in Spain

● تلفن: ۰۲۱-۶۶۴۳۹۶۲۴

● همراه: ۰۹۱۲۵۱۳۸۸۵۰



The Aesthetic Element in PFM Restorations



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

تلفن: ۳۷ و ۳۶-۶۶۴۲۷۰۸۹ و ۶۶۵۸۱۲۸۵ فکس: ۶۶۵۸۱۲۷۰

www.senik.co

info@senik.co



تولید کننده انواع آلیاژ دندانسازی
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 پرتن بدون برلیوم

آلیاژ پرتن با برلیوم

آلیاژ کروم کبالت

نماینده انحصاری

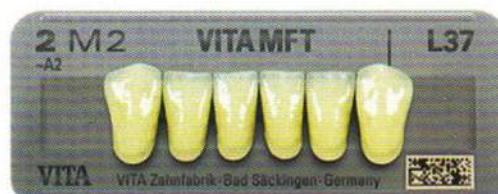
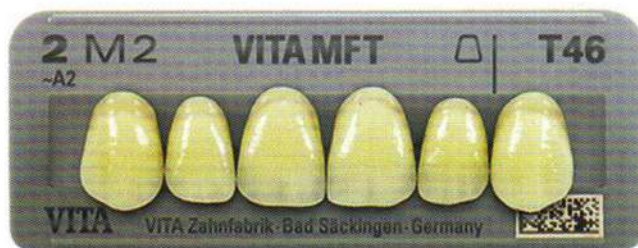


تهران - خیابان آزادی، روبروی دانشکده دامپزشکی، پاساژ کاوه، بلوک C، طبقه اول، واحد ۱۲۰

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

www.senik.co info@senik.co

شرکت کوشافن پارس نماینده انحصاری



شرکت کوشافن پارس

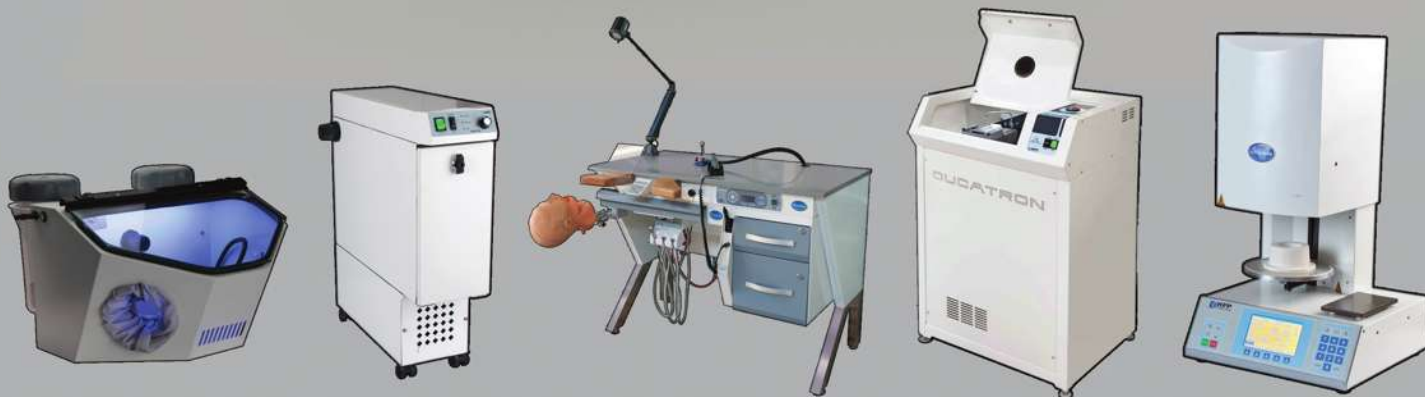


کوشافن پارس

تولید ملی ، افتخار ملی



کلاس B
اتو کلاو
محصول جدید



KFP
Dental
WWW.KFP-DENTAL.COM

آدرس : تهران ، شهرک غرب، بلوار فرمzادی،
بالا تر از بیمارستان آتیه، فیابان سپهر شماره ۴۵
فz ویژه : ۴۲۸۰۴
تلفن : ۶-۸۸۳۶۴۹۴۰-۸۸۰۸۸۵۵۸
فکس : ۸۸۳۶۱۰۵۹

شرکت کاوش دیان آزما تولید کننده اتوکلاو و تجهیزات آزمایشگاهی



ISO 13485
ISO 9001



پزشکی کاوش مگا

KAVOOSH MEGA MEDICAL



- ✓ دستگاه های تولیدی از حجم مفید ۱۰ لیتر الی ۶۰۰ لیتر
- ✓ تمامی اتوکلاوها دارای شیر اطمینان ایتالیایی با گواهی CE و گواهی صلاحیت عملکرد از کشور ایتالیا
- ✓ امکانات ایمنی و مراقبتی برای کاربران مطابق با استانداردهای آلمان و انگلستان
- ✓ تجهیز کننده آزمایشگاه های صنایع غذایی، آب و فاضلاب، شیرینی و شکلات، مکانیک خاک، کاشی و سرامیک

۱۲ ماه گارانتی
۱۰ سال خدمات پس از فروش



دفتر مرکزی فروش و خدمات پس از فروش:

تهران، نارمک، خیابان دماوند، ایستگاه شهید آیت، خیابان دین محمدی، پلاک ۷۶، طبقه اول

تلفن: ۷۷۹۵۸۶۸۰ - ۷۷۹۵۸۶۸۳ - ۷۷۴۵۸۹۱۷ تلفکس: ۷۷۹۰۷۱۰۴

Web Site: www.kavooshmega.ir

Email: info@kavooshmega.ir