

# ISO



## با ایزو بر فراز قله های کیفیت

دریافت استاندارد جهانی مدیریت کیفیت  
با همکاری شرکت QS سوئیس

این استاندارد برای تمامی کلینیک ها و مطب های دندان پزشکی، لابراتوارهای دندانسازی، سازمان ها، شرکت ها و ... بدون در نظر گرفتن ابعاد و اندازه آنها بمنظور ارتقا کیفیت محصولات، خدمات و افزایش رضایت مشتریان قابل اجرا است.

جهت اخذ استاندارد مدیریت کیفیت و **ISO** با شماره تلفن ۰۲۱-۶۶۹۱۳۹۴۲  
و یا پست الکترونیکی **rahemehr@yahoo.com** تماس حاصل نمایید.

مرکز آموزش در سان طب پارس برگزار می کند: **درمان طب پارس**



۵ بهمن ماه ۱۳۹۱ ساعت ۹ الی ۱۵  
**عنوان دوره: پروتز های  
پیچ شونده و سمان شونده**

دکتر مرضیه علی خاصی

پرستودنتیست

عضو هیئت علمی دانشگاه تهران



**مباحث تئوری:**

- اصول طراحی و ملاحظات پروتزهای سمان شونده متکی بر ایمپلنت
- اصول طراحی پروتزهای پیچ شونده متکی بر ایمپلنت و لزوم تطابق غیر فعال



۳ اسفند ماه ۱۳۹۱ ساعت ۹ الی ۱۶  
**عنوان دوره: اوردنچر های  
متکی بر ایمپلنت و طرح درمان آن**

**مباحث تئوری و عملی:**

- ملاحظات تشخیصی قبل از قرار دادن ایمپلنت
- تقسیم بندی و طرح درمان ریج های بی دندانی
- روش های قالبگیری در اوردنچر های متکی بر ایمپلنت
- طراحی و ساخت اوردنچر های متکی بر ایمپلنت
- نگهداری و تحویل اوردنچر های متکی بر ایمپلنت
- Hands on Training با اتچمنت های مختلف و قطعات مختلف اوردنچر
- معرفی اتچمنت های کمپانی کراتور



جهت کسب اطلاعات بیشتر با شماره ۸۱۰۷۶ داخلی ۱ تماس حاصل فرمائید.

# Vertex

# Dental

# شرکت صبا نام آوران پرشین (با مسئولیت محدود)

## Premium Denture Solutions

## نماینده رسمی و انحصاری محصولات شرکت ورتکس دنتال هلند در ایران

آکريل نرم (Vertex Soft): آکريل نرم (پودر و مایع)

ورتکس راه حلی برای برطرف کردن درد و ناراحتی حاصل از دست دندان مصنوعی است.

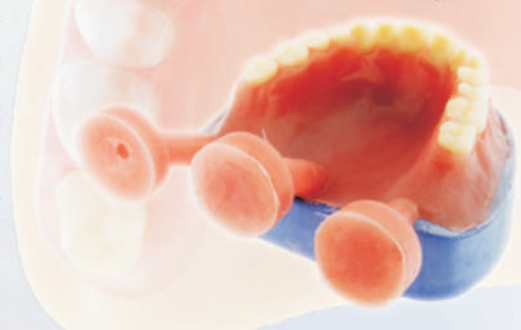
چرا از آکريل نرم استفاده کنیم؟

- ۱- چسبندگی و باند شیمیایی بی نظیر به دست دندان های مستعمل و نو و عدم نیاز به چسب اضافی.
- ۲- انعطاف پذیری و دوام زیاد و عدم ریش ریش شدن در طول زمان.
- ۳- استفاده آسان و پرداخت عالی
- ۴- تراکم بالای سطح آکريل.
- ۵- مقرون به صرفه بودن نسبت به مونوپلاست از هر نظر.
- ۶- جلوگیری از تحلیل لثه بیمار.



آکريل ريختنی (کاستینگ) (Vertex Castavaria):

آکريل ريختنی سرما پخت (پودر و مایع) چند منظوره جهت ساخت دست دندان های مصنوعی کامل و پارسیل و همچنین ترمیم آنها با شیوه ای نوین و اختراع شرکت ورتکس به عنوان جایگزینی برای آکريل پختنی در رنگ IR27 می باشد.



مزیت نسبت به آکريل پختنی:

- ۱- حداقل انقباض و آب رفتگی و تغییر سایز (Low shrinkage)
- ۲- عدم تغییر رنگ و سیکل پایدار پلیمراسیون.
- ۳- عدم نیاز به استفاده از گچ.
- ۴- صرفه جویی در وقت و هزینه.
- ۵- مقاومت در برابر ضربه و انعطاف پذیری بالاتر نسبت به آکريل پختنی.
- ۶- استفاده آسان جهت کار گرم و کبالت.

آکريل پختنی (Vertex Regular):

آکريل پختنی ورتکس تهیه شده از مرغوب ترین مواد اولیه با دانه های یکسان و متقارن و همگن پودر و مایع جهت ساخت دست دندان های مصنوعی با کیفیت در رنگ های IR27 و IR63 و شیشه ای.

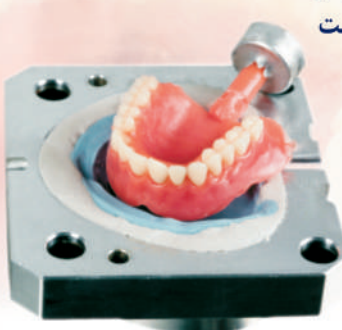


مواد ترموپلاستیک (Vertex Thermosense):

(تزریقی جدید):

مواد تزریقی سخت ورتکس ترموسنس مقاوم در برابر ضربه و فاقد مونومر جهت ساخت دست دندان کامل با خصوصیات ذیل:

- ۱- کاهش ریسک آلرژی در بیماران
- ۲- فاقد آب رفتگی و انقباض (No shrinkage)
- ۳- قابلیت ترمیم
- ۴- پولیش آسان و سریع
- ۵- مقاوم در برابر رطوبت
- ۶- قابلیت ریلاین و ریپیس
- ۷- قابلیت استفاده بر روی ایمپلنت



آکريل فوری (Vertex Selfcure): آکريل فوری

(خودپخت) ورتکس جهت ترمیم و ریلاین کردن دست دندان های مصنوعی کامل و پارسیل در رنگ های IR27 و IR63.



## Namavararan

آدرس: تهران - خیابان کریم خان زند - خیابان به آفرین - بن بست یکم - پلاک ۱

تلفن: ۰۲۱-۸۸۹۴۶۴۶۷ فکس: ۰۲۱-۸۸۹۴۴۵۳۶

همراه: ۰۹۱۲۳۸۹۴۴۸۱ مدیر عامل: مهندس پدرام قویمی



سخن مدیر مسئول

### برنام‌خاودجان و نرد

خبر راه اندازی وب سایت ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای از سوی دست اندرکاران مجله یکی دیگر از دستاوردهای بسیار مهم و کار حرفه ای بود که به بار نشست. اینجانب به نوبه خود از تلاش بی وقفه همکارانم در ماهنامه تشکر و قدردانی می نمایم و امیدوارم با این پل ارتباطی به وجود آمده بتوانیم در خدمت رسانی و تبادل اطلاعات بین ماهنامه و مخاطبان بیش از پیش موفق گردیم. خوانندگان محترم ماهنامه می توانند از این پس درخواست ها، طرح سوالات، ارائه مقالات علمی و بسیاری از مسائلی که به وسیله وب سایت ماهنامه قابل دسترسی می باشد، انجام داده و ما نیز از این پس با امکاناتی که فراهم آورده ایم می توانیم به مشترکین ماهنامه خدمات ویژه ای را ارائه نماییم که متعاقبا اطلاع رسانی خواهد شد. تلاش ما بر این است که محتوای وب سایت ماهنامه به گونه ای باشد که مخاطبان، هر روز نیازهای خود را در آن بیابند، بدین منظور منتظر ارائه نظرات و پیشنهادات شما برای هر چه پربار کردن سایت ماهنامه می باشیم.

### بر امید موفقیت روز افزون



آموزشی، پژوهشی، خبری، تعلیمی، اطلاع رسانی

صاحب امتیاز و مدیر مسئول: هوشنگ کبریایی

سر دبیر: 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 شبستری - دکتر مرتضی بنکدارچیان - دکتر بهرام 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 ذیقمی - دکتر منصور ریسمانچیان - دکتر سیمین دخت زراتی - دکتر حکیمه سیادت - دکتر فریبا صالح صابر - دکتر لیلا صدیق - دکتر بهناز عبادیان - دکتر مرضیه علی خاصی - دکتر فرزانه فرید - دکتر محمود کاظمی - دکتر فریده گرامی پناه - دکتر فریبا گل بیدی - دکتر حسین علی ماهگلی - دکتر رامین مشرف - دکتر مریم معماریان - دکتر عباس منزوی - دکتر سوسن میرمحمد رضایی - دکتر رضا ناهیدی - دکتر فرحناز نجاتی دانش - دکتر سعید نوکار - دکتر سکینه نیکزاد

دبیر آکادمی تکنولوژیست های پروتزهای دندانی: محمود مقدم

اعضای آکادمی به ترتیب الفبا:

محمد رضا آذین - مهدی ابدار - غلامرضا اخلاقی - محمود اسدی - تهیمینه باخور - علی اصغر تاجر بادامچی - حمید جامه ڈر - حسین چاقری - سید مهدی حبیبی - مصطفی حیدری - حسین خورشیدی - منوچهر رشوند - محمد روحبخش - ناصر علی زرگرزاده - غلامرضا زیاری - قدرت ا... ستوده نیا - احمد سلمانی قهیازی - محمد جعفر غلامیان - ذبیح ا... محبی - هادی مدبری - محسن مینایی - ابوالحسن هاشملو - نفیسه هاشم نژاد - علی هاشمی زاده - احمد نمازی - رضا یونس نژاد

گروه بهداشتکاران دهان و دندان: سولماز پذیرا

بهبود عملکرد ارگونومی ذهنی در دندان پزشکان و لابراتوارها، پیش نیاز تأمین سلامتی و بهداشت کار

معرفی عنصر زیر کونیوم و کاربردهای آن در صنایع مختلف

اصول بودر گذاری و رنگ آمیزی در پروتزهای ثابت دندانی

براکسیسم، علت ها و درمان

### Distalizer

پروتز کامل قابل استفاده روی تئوروس های مندیبولار با کاربرد سه ماده اصلی در آن

مراحل لابراتوری post-core

لفت نامه

تأمین امنیت رایانه



## سرمقال

چندی پیش در حال مطالعه یکی از نشریات علمی و پژوهشی بودم، در صفحات اول آن مقاله ای توجهم را جلب کرد خواندم. به نظرم رسید با اجازه مسئولین محترم آن نشریه عینا مطلب را نقل کنم، خواندنش خالی از لطف نیست.

نویسنده مطلب تحت عنوان (درس اصالت، مستقل از نتیجه) چنین بیان می کند: در یکی از مسابقات دوی ماراتن در جهان کیلومتر آخر مسابقه دوندگان رقابت حساس و نزدیکی با یکدیگر داشتند، نفس های همه به شماره افتاده بود و دوندگان قسمت آخر جاده را طی می کردند و یکی پس از دیگری وارد استادیوم مملو از جمعیت می شدند تا بالاخره یکی از آنها به خط پایان نزدیک و نوار خط را پاره کرد، استادیوم سرپا تشویق می شود. دوربین ها به کار می افتد، مصاحبه ها انجام می شود، اما بلندگوی استادیوم اعلام می کند که داوران خط پایان را ترک نکنند زیرا هنوز یک دوندگ دیگر باقیست، تماشاچیان که در حال ترک استادیوم بودند به جای خود برمی گردند و به انتظار نفر آخر می نشینند. دوربین ها از بین راه تصویر او را مخابره می کنند، دوندگ ای سیاه پوست اهل تانزانیا که ظاهرا برایش مشکلی پیش آمده، لنگ می زد و پایش نیز بانداژ شده بود بیست کیلومتر با خط پایان فاصله داشت و آثار درد در چهره اش نمایان بود چند نفری دور او گرفته اند که از ادامه مسابقه منصرفش کنند اما او همچنان راه خود را به سمت خط پایان ادامه می دهد. با ورود او به استادیوم جمعیت از جای برمی خیزد و موجی از تشویق و کف زدن تمام آن جا را فرا می گیرد. حتی وقتی نفر اول از خط پایان گذشت چنین تشویقی انجام نشد. آن شب بسیاری از جهانیان که مستقیما یا از تلویزیون شاهد این ماجرا بودند تا صبح نخوابیدند زیرا از او درس بزرگی آموخته بودند و آن اصالت حرکت مستقل از نتیجه بود، او یک لحظه به این فکر نکرد که نفر آخر است، تصمیم گرفته بود این مسیر را طی کند، اصالت تصمیم او و استقامت در اجرای آن بین جهانیان سینه به سینه نقل گشت، در حالی که یک ماه بعد خیلی ها فراموش کردند نفر اول آن مسابقه که بود.

«یک اراده قوی بر همه چیز حتی بر زمان غالب می آید»

مدیر اجرایی و دبیر سرویس خبر: مهندس الهه کبریایی

کانون ایده پردازان تبلیغات: محمد روحبخش، مهندس دانیال صبوری

مدیر فنی و هنری: محمود فریزی

مترجم: بهنوش یوسفی مقدم

ویراستار: الهام کبریایی

توزیع و تدارکات: داود تقی زاده

گستره توزیع: بین المللی  
شماره ۹ - آذر ۱۳۹۱  
قیمت: ۲۵۰۰ تومان - ۴۰۰۰۰ ریال



لیتوگرافی و چاپ: فارابی - تهران، خیابان انقلاب، خیابان استاد نجات الهی، کوچه سلمان پاک، پلاک ۱، کد پستی:

تلفن: ۱۵۹۹۶۸۷۱۱۹ ، ۰۲۱-۸۸۸۰۸۲۲۹ ، تیراژ: ۵۰۰۰ جلد

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

تلفن: ۰۲۱-۶۶۹۱۴۲۹۱

نمابر: ۰۲۱-۶۶۴۳۸۷۲۹

www.prodentalmag.com

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

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

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

## بهبود عملکرد ارگونومی ذهنی در دندان پزشکان و لابراتوارها، پیش نیاز تامین سلامتی و بهداشت کار



دکتر رضا عزتیان (PHD-MPH)  
رئیس اداره خدمات بهداشت حرفه ای و مشاغل خاص

تاکنون در بررسی شرایط ارگونومی مطب های دندان پزشکی و لابراتوارها، ارگونومی فیزیکی، با توجه به جنبه های ماهیچه ای انسانی و یا چیدمان و تطابق تجهیزات با شرایط ماهیچه ای انسان بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. به بیانی ساده تر، اصولاً توجه به این حوزه ارگونومی، چنین به ذهن وارد شده که با بهبود چیدمان و یا بهبود قابلیت های دستگاهی می توان جنبه های ارگونومی این مکان ها (مطب ها یا لابراتوارها) را پوشش داده، تلقی نمود. اما با آنالیزه حوزه وسیع ارگونومی، بسیاری از جنبه های معقول خود را نشان می دهند. بدین ترتیب سه حوزه ارگونومی فیزیکی، ارگونومی سازمانی و ارگونومی ذهنی هر یک زیر حوزه های جزئی تری را فراسوی کارشناسان قرار می دهد.

مخاطرات شغلی موجود در مطب های دندان پزشکی و لابراتوارها بوده است. خطاهای انسانی از دیگر مخاطرات شناخته شده مطب های دندان پزشکی است، خطا یک بحث مشخص در حوزه ارگونومی ذهنی است. نتیجه بروز خطا و یا پیشامد غیر منتظره در دندان پزشکی منجر به تهدید سلامتی یک انسان بیمار گردیده که خود علاوه بر تهدید شغلی باعث اثرات اقتصادی، واکنش های عاطفی و رفتاری خواهد شد. در مطالعه ای که در کشور فنلاند به منظور دریافت ارزیابی میزان ناهنجاری های شغلی در بین پرسنل گروه دندان پزشکی و مشاغل دفتری ترتیب داده شد، نتایج ذیل به دست آمده است:

۴۲ درصد از موارد در طول سال مشکلات بهداشت شغلی داشته اند. در حالی که ۵۱ درصد از آنان ابراز داشته اند که در سال های گذشته با مواردی از مشکلات در حوزه بهداشت شغلی روبه رو بوده اند. ارزیابی سلامتی مذکور، با توجه به پرسش نامه به دست آمده و نمونه ها، شامل ۱۴۷ دندان پزشک عمومی، ۸۱ ارتودنتیست و ۹۹ پرسنل دفتری بوده است (۷۷ درصد زن و ۲۳ درصد مرد). ابراز شکایت، بیشتر از عوارض پوستی در دست ها، ناراحتی های ماهیچه ای- استخوانی و بیماری های دستگاه تنفسی بوده است، که به طور یکسان در مردان و زنان شایع بوده است. مواد شیمیایی به کار رفته در حوزه دندان پزشکی به عنوان عامل بروز عوارض فوق توسط ۴۹ درصد پرسش شوندهگان معرفی گردیده است. پرسش دیگری که به منظور برآورد بار بیماری های عوامل مختلف شغلی در بین گروه دندان پزشکی در کشور سوئد انجام پذیرفته، ۵۶ درصد از اعضای صنف مذکور را

بسیاری از عملکردها با منشاء ناشناخته به سهولت در ارگونومی ذهنی دارای پاسخ است. فرآیندهایی هم چون خستگی ذهنی، بروز خطا و استرس از مهمترین شاخص های ارگونومی ذهنی می توانند مورد مطالعه قرار گیرند. به سادگی بسیاری از واکنش های انسانی به منظور عامل تحریک، تحت عنوان استرس و یا صحیح تر پاسخ سیستم عصبی طبقه بندی می شوند (به خاطر داشته باشیم استرس خود پاسخ سیستم اعصاب به محرک یا استرس می باشد). استرس مجموع واکنش های جسمی، روحی روانی، ذهنی و رفتاری است که ارگانیزم انسان در برابر عوامل درونی یا بیرونی برهم زنده ثبات و تعادل طبیعی و درونی بدن از خود نشان می دهد. به طور خلاصه استرس یا فشار روانی را می توان حاصل محرک هایی دانست که عکس العمل فرد را برای سازگاری بر می انگیزد. پس استرس یک جزء ضروری از زندگی است و همه ما به خوبی می دانیم که زندگی بدون محرک های مختلف یکنواخت و کسل کننده می شود. ولی باید توجه داشت که در صورت افزایش استرس و یا فشارهای عصبی، باید منتظر عواقب بسیار خطرناک آن در ابعاد فردی و اجتماعی بود. استرس شغلی جزئی از استرس است که در حوزه معینی از زندگی رخ می دهد و عوامل مشخصی در پدید آمدن آن نقش دارد.

مطالعات متعددی به منظور بررسی شرایط محیط کار دندان پزشکان و لابراتوارها با تاکید بر یافتن عوامل زیان آور شغلی انجام پذیرفته است. به صورت عمده تحریک های پوستی ناشی از ترکیبات شیمیایی، ناهنجاری های ماهیچه ای- استخوانی و ناراحتی سیستم شنوایی از جمله عمده

هیجان پذیر نیز هستند دائماً در خود فرو می روند و توجه لازم و دقت کافی برای حفظ حراست از خود را نمی کنند. به علاوه هیجان پذیری آن ها در مواقع حادثه موقعیت را وخیم تر نیز می کند. یکی از عمده ترین عوامل وخیم تر شدن اوضاع آن است که ظاهر اشتباه آمیز مطب های دندان پزشکی که با بهره گیری از چیدمان زیبا و بهداشتی جلوه می کند گروه شغلی را (و هم چنین بازرسی بهداشت کار) بی نیاز از توجهات جدی جلوه می دهد. مطالعه ای که در ایالات متحده آمریکا انجام پذیرفته شیوع بیماری های سیلیکوزیس را در بین گروه شغلی دندان پزشکان، این گروه را قابل مقایسه با شاغلین معادن محسوب نموده و فقدان سیستم ثبت و پایش را عامل گستردگی بیماری مذکور می داند. (این موضوع در لابراتوارهای پرسنل نیز قابل تأمل است).

مطالعات انجام یافته در ایران در خصوص سلامتی شغل دندان پزشکان بیشتر محدود به مطالعات انجام یافته در قالب پایان نامه های دانشجویی بوده است. چنین مطالعاتی نه تنها فاقد اهرم و ضمانت اجرایی بوده بلکه بیشتر و بر اساس کارکرد خود که مبتنی بر پایان یافتن تحصیلات آکادمیک دانشجویی است بدون تبدیل به یک کار و به بیانی ساده تر کاربردی نبودن به فراموشی سپرده می شود. ساختارهای علمی و صنفی دندان پزشکان

در بر گرفته است. (۴۸۹ مرد و ۲۴۲ زن) به عنوان مقایسه جمعیت ۳۶۳ نفر (۱۶۳ مرد و ۱۶۰ زن) از سایر مشاغل نیز انتخاب گردیدند. در طول سال ۷۹ درصد از گروه اول مشکلات مختلف بهداشتی را ابراز داشته اند که از این میزان ۶۸ درصد عوارض ماهیچه ای - استخوانی، ۳۴ درصد پوستی، بیماری های تنفسی ۳۱ درصد ناراحتی های عصبی ۲۶ درصد ناراحتی های سیستمیک ۱۹ درصد و مسائل مرتبط با گوش و بینایی ۱۵ درصد از مجموع شکایت ها را شامل شده است. جالب توجه این که عوامل استرس و ارگونومیک (مهندسی فاکتورهای انسانی) شغلی، مسئول واکنش های عصبی (انگشتان) و ماهیچه ای - استخوانی بوده است. حال آن که عوامل شیمیایی و کیفیت هوای محیط کار، ناراحتی های پوستی و مسمومیت های سیستماتیک را باعث گردیده بودند. عوامل سن در این مطالعه معنی دار نبوده است، اما پرسنل زن به میزان بیشتری از ناراحتی های ماهیچه ای - استخوانی - پوستی - سیستماتیک و عصبی ابراز نگرانی و ناراحتی نموده اند ( $P < 0.05$ ،  $X^2$ ). باید توجه داشت که علل متعددی برای افزایش اختلالات روانی ناشی از کار ذکر شده که از همه مهمتر مشکل تطابق انسان با ماشین است. نتیجه مهم این استرس روانی، انباشتگی خستگی، خواهد بود. پلانک معتقد است وقتی که خستگی ناشی از کار به طور کامل ترمیم



بیشتر نظر خویش را معطوف جنبه های فنی و اقتصادی دندان پزشکی و مطب می داند تا جنبه های سلامتی دندان پزشکان از این رو تا کنون هیچ گونه تحقیق سفارش شده ای از این گونه انجمن های صنفی و علمی در خصوص بهداشت کار و یا بهداشت حرفه ای دندان پزشکان به اجرا در نیامده است.

با آن چه آمد و به دلیل فقدان پژوهش های انجام یافته جامع در دندان پزشکی و دندان سازی که با در نظر گرفتن کلیه جنبه های شغلی، شامل گستره جغرافیایی - جنس، سابقه کار، میزان مواجهه - سلامتی شغل این گروه را ارزیابی کرده باشد، امکان ارائه برنامه های بهداشتی جهت تأمین و ارتقای سلامتی برای دندان پزشکان و دندان سازان موجود نمی باشد. هر گونه برنامه را برای بهبود شرایط بهداشت حرفه ای دندان پزشکان و دندان سازان موقوف به انجام ارزیابی دقیق بهداشت حرفه ای برای مطب های دندان پزشکی و لابراتوارها است و چنین برنامه ای بدون شک پایه گذاری یک مرکز بهداشت حرفه ای دندان پزشکی و دندان سازی را ایجاب می سازد تا با پی گیری پرونده های سلامتی شخص دندان پزشکان و دندان سازان و هم چنین شرایط بهداشتی کار آنان، مطب ها و لابراتوارها سیر انواع بیماری های شغلی آنان را پایش نماید.

نشود سورمنائز (خستگی مفرط) به وجود آمده و باعث بروز اختلالات روانی خواهد گردید. سورمنائز وقتی به وجود می آید که در اثر استراحت بر طرف نشده و هر روز مقداری باقی مانده و روی هم انباشته شود که در این صورت اختلالات زیر بروز می کند:

کاهش قدرت کار، کم حوصلگی و بی علاقه بودن: در این حالت ضمن این که شخص نسبت به محیط و شرایط کار حساسیت و عدم تحمل نشان می دهد عصبانیت و تحریک پذیری نسبت به همکاران و خانواده نیز دارد. به علاوه سردرد، درد ستون فقرات و بی خوابی جزء علائم این سورمنائز خواهد بود.

در موارد پیشرفته سورمنائز ممکن است علائمی چون بی تفاوتی، حالت منفی به خود گرفتن، ضعف و خودخوری دائم، احساس حقارت، حس کینه و تنفر نسبت به عناصر و یا ساختارهای مافوق، رنج روحی، اضطراب و ترس و احساس وحشتی که امکان استراحت و آرامش را از میان می برد و پژمرده شدن قیافه بر علائم فوق افزوده گردد.

ولی بزرگترین خطر سورمنائز در محیطهای کار، مستعد کردن شاغلین برای بروز حوادث ناشی از کار است که خود در یک سیکل بسته، افزایش ریسک کار را در پی خواهد داشت. افراد مبتلا به سورمنائز که فوق العاده

## معرفی عنصر زیر کونیوم و کاربردهای آن در صنایع مختلف



### بخش اول

مرتضی اتابک  
تکنولوژیست پروتز دندان

### پیشگفتار

با سلام و عرض ادب و احترام خدمت کلیه خوانندگان مجله دندانسازان حرفه ای، به اطلاع می رساند که مقاله در پیش رو بخش اول از مجموعه مقالات در خصوص ماده زیر کونیوم، خصوصیات، کاربرد آن در علم دندان پزشکی به همراه جزئیات مرتبط با آن می باشد که در شماره های بعدی به استحضار خواهد رسید. بخش اول از این مجموعه اختصاص دارد به معرفی ماده زیر کونیوم، خواص شیمیایی و فیزیکی این عنصر و معرفی اجمالی برخی از کاربردهای اصلی این عنصر و ترکیبات آن در علوم مختلف.

### معرفی عنصر زیر کونیوم

زیر کونیوم یکی از عناصر شیمیایی جدول تناوبی است که نماد آن Zr و عدد اتمی آن ۴۰ در جدول تناوبی می باشد. فلزی قابل اشتعال به رنگ سفید و طوسی است که قابلیت تغییر از حالتی به حالت دیگر را داشته و شبیه تیتانیوم است. نام این عنصر ریشه فارسی (برگرفته از لغت زرگون) و یا عربی داشته و برای اولین بار در سال ۱۷۸۹ توسط "لاپورت" به صورت ترکیب ماده زیر کون ZrSiO<sub>۴</sub> کشف و سپس در سال ۱۸۲۴ به صورت ناخالص توسط "برزیوس" به دست آمد که تا آن زمان تصور نمی شد که بتوان فلز زیر کونیوم را به صورت خالص به دست آورد.

**THE PERIODIC TABLE**

|                                     |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             |             |
|-------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|--|---|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------|-------------|-------------|
| 1<br>IA                             |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    | 18<br>VIIIA                        |            |             |             |
| H<br>1<br>1.008<br>Hydrogen         |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    | He<br>2<br>4.00<br>Helium          |            |             |             |
| 2<br>IIA                            |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   | 13<br>IIIA                         | 14<br>IVA                          | 15<br>VA                           | 16<br>VIA                          | 17<br>VIIA                         |                                    |                                    |            |             |             |
| Li<br>3<br>6.94<br>Lithium          | Be<br>4<br>9.01<br>Beryllium       |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    | B<br>5<br>10.81<br>Boron           | C<br>6<br>12.01<br>Carbon          | N<br>7<br>14.01<br>Nitrogen        | O<br>8<br>16.00<br>Oxygen          | F<br>9<br>19.00<br>Fluorine        | Ne<br>10<br>20.18<br>Neon          |            |             |             |
| 3<br>IIIB                           | 4<br>IVB                           | 5<br>VB                         | 6<br>VIB                            | 7<br>VIIB                       | 8<br>VIII                        |                                  |                                 |                                  |  | 9<br>IB                                 | 10<br>IIB                          | 11<br>IIIA                         | 12<br>IIIB                         | 13<br>IIIA                         | 14<br>IVA                          | 15<br>VA                           | 16<br>VIA                          | 17<br>VIIA | 18<br>VIIIA |             |
| Na<br>11<br>22.99<br>Sodium         | Mg<br>12<br>24.31<br>Magnesium     | Sc<br>21<br>44.96<br>Scandium   | Ti<br>22<br>47.88<br>Titanium       | V<br>23<br>50.94<br>Vanadium    | Cr<br>24<br>52.00<br>Chromium    | Mn<br>25<br>54.94<br>Manganese   | Fe<br>26<br>55.85<br>Iron       | Co<br>27<br>58.93<br>Cobalt      | Ni<br>28<br>58.69<br>Nickel              | Cu<br>29<br>63.55<br>Copper             | Zn<br>30<br>65.39<br>Zinc          | Ga<br>31<br>69.72<br>Gallium       | Ge<br>32<br>72.61<br>Germanium     | As<br>33<br>74.92<br>Arsenic       | Se<br>34<br>78.96<br>Selenium      | Br<br>35<br>79.90<br>Bromine       | Kr<br>36<br>83.80<br>Krypton       |            |             |             |
| 4<br>Rb<br>37<br>85.47<br>Rubidium  | Sr<br>38<br>87.62<br>Strontium     | Y<br>39<br>88.91<br>Yttrium     | Zr<br>40<br>91.22<br>Zirconium      | Nb<br>41<br>92.91<br>Niobium    | Mo<br>42<br>95.94<br>Molybdenum  | Tc<br>43<br>(97.9)<br>Technetium | Ru<br>44<br>101.07<br>Ruthenium | Rh<br>45<br>102.91<br>Rhodium    | Pd<br>46<br>106.42<br>Palladium          | Ag<br>47<br>107.87<br>Silver            | Cd<br>48<br>112.41<br>Cadmium      | In<br>49<br>114.82<br>Indium       | Sn<br>50<br>118.71<br>Tin          | Sb<br>51<br>121.76<br>Antimony     | Te<br>52<br>127.60<br>Tellurium    | I<br>53<br>126.90<br>Iodine        | Xe<br>54<br>131.29<br>Xenon        |            |             |             |
| 5<br>Cs<br>55<br>132.91<br>Cesium   | Ba<br>56<br>137.33<br>Barium       | La<br>57<br>138.91<br>Lanthanum | Hf<br>72<br>178.49<br>Hafnium       | Ta<br>73<br>180.95<br>Tantalum  | W<br>74<br>183.85<br>Tungsten    | Re<br>75<br>186.21<br>Rhenium    | Os<br>76<br>190.2<br>Osmium     | Ir<br>77<br>192.22<br>Iridium    | Pt<br>78<br>195.08<br>Platinum           | Au<br>79<br>196.97<br>Gold              | Hg<br>80<br>200.59<br>Mercury      | Tl<br>81<br>204.38<br>Thallium     | Pb<br>82<br>207.2<br>Lead          | Bi<br>83<br>208.98<br>Bismuth      | Po<br>84<br>(209)<br>Polonium      | At<br>85<br>(210)<br>Astatine      | Rn<br>86<br>(222)<br>Radon         |            |             |             |
| 6<br>Fr<br>87<br>223.02<br>Francium | Ra<br>88<br>226.03<br>Radium       | Ac<br>89<br>227.03<br>Actinium  | Rf<br>104<br>(261)<br>Rutherfordium | Db<br>105<br>(262)<br>Dubnium   | Sg<br>106<br>(263)<br>Seaborgium | Bh<br>107<br>(262)<br>Bohrium    | Hs<br>108<br>(265)<br>Hassium   | Mt<br>109<br>(266)<br>Meitnerium | Unnamed<br>Discovery<br>110<br>Nov. 1994 | Unamed<br>Discovery<br>111<br>Nov. 1994 | Unamed<br>Discovery<br>112<br>1996 | Unamed<br>Discovery<br>114<br>1999 | Unamed<br>Discovery<br>116<br>1999 | Unamed<br>Discovery<br>118<br>1999 | Unamed<br>Discovery<br>118<br>1999 | Unamed<br>Discovery<br>118<br>1999 | Unamed<br>Discovery<br>118<br>1999 |            |             |             |
| ALKALI METALS                       |                                    | ALKALI EARTH METALS             |                                     | HALOGENS                        |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             | NOBLE GASES |
| LANTHANIDES                         |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             |             |
| Ce<br>58<br>140.12<br>Cerium        | Pr<br>59<br>140.91<br>Praseodymium | Nd<br>60<br>144.24<br>Neodymium | Pm<br>61<br>(145)<br>Promethium     | Sm<br>62<br>150.36<br>Samarium  | Eu<br>63<br>152.07<br>Europium   | Gd<br>64<br>157.25<br>Gadolinium | Tb<br>65<br>158.93<br>Terbium   | Dy<br>66<br>162.50<br>Dysprosium | Ho<br>67<br>164.93<br>Holmium            | Er<br>68<br>167.26<br>Erbium            | Tm<br>69<br>168.93<br>Thulium      | Yb<br>70<br>173.04<br>Ytterbium    | Lu<br>71<br>174.97<br>Lutetium     |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             |             |
| ACTINIDES                           |                                    |                                 |                                     |                                 |                                  |                                  |                                 |                                  |  |   |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             |             |
| Th<br>90<br>232.04<br>Thorium       | Pa<br>91<br>231.04<br>Protactinium | U<br>92<br>238.03<br>Uranium    | Np<br>93<br>237.05<br>Neptunium     | Pu<br>94<br>243.06<br>Plutonium | Am<br>95<br>(243)<br>Americium   | Cm<br>96<br>(247)<br>Curium      | Bk<br>97<br>(247)<br>Berkelium  | Cf<br>98<br>(251)<br>Californium | Es<br>99<br>252.08<br>Einsteinium        | Fm<br>100<br>257.10<br>Fermium          | Md<br>101<br>(257)<br>Mendelevium  | No<br>102<br>(259)<br>Nobelium     | Lr<br>103<br>262.11<br>Lawrencium  |                                    |                                    |                                    |                                    |            |             |             |





مارتین هاینریش لاپورت

زیرکون به صورت پودر بی‌رنگ یا ماده بلوری و طوسی رنگ از معادن ذکر شده استخراج می‌شود. زیرکونیوم خالص همانطور که ذکر شد با استفاده از روش کرول با ۱ الی ۳ درصد ناخالصی با عنصر هافنیوم تهیه می‌شود. زیرکونیوم و هافنیوم به نسبت ۵۰ به ۱ در زیرکون وجود دارند و جدا کردن آنها بسیار دشوار است. از آنجا که خواص زیرکونیوم خالص تفاوت زیادی با زیرکونیوم دارای ۱ درصد ناخالصی با هافنیوم ندارد اصولاً تلاش زیادی برای ایجاد خلوص ۱۰۰ درصد برای این عنصر انجام نمی‌شود. فلز ناخالص (حتی با داشتن ۹۹ درصد خلوص) سخت و شکننده است ولی این فلز در صورت خلوص کامل، نرم انعطاف پذیر و رسانا می‌باشد.

### کاربردهای صنعتی زیرکونیوم

از عنصر زیرکونیوم و ترکیبات آن در صنایع مختلف استفاده‌های زیادی می‌شود که از برخی از آنها در ادامه یاد می‌شود.

### استفاده از ترکیبات زیرکونیوم

از بخش اعظم زیرکون استخراجی به صورت مستقیم در فرآیندهایی که به دمای بالایی نیاز دارند استفاده می‌شود. از این ترکیبات به علت دارا بودن سختی زیاد و مقاومت بالا در برابر فرسایش و خوردگی در موارد زیر استفاده می‌شود.

\* اکسید زیرکونیوم ناخالص، زیرکونیا، برای ساختن ظرف مخصوص ذوب فلز در آزمایشگاه بکار می‌رود که بتواند در برابر گرمای زیاد مقاوم باشد. همچنین برای پوشاندن کوره ذوب استفاده شده، به‌عنوان جسم نسوز و ماده ریخته‌گری در صنایع شیشه‌سازی و سفال‌سازی بکار می‌رود.

\* به عنوان بوته ذوب در لابراتوارهای صنعتی

\* استفاده در چاقوهای سرامیکی و...

\* از آن مستقیماً به عنوان سنگ قیمتی در جواهرات نیز استفاده می‌شود (به عنوان جایگزین ارزان قیمت تر الماس)

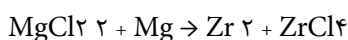
### در انرژی هسته‌ای

\* بیشترین میزان و مهمترین زمینه مصرف زیرکونیوم در رآکتورهای هسته‌ای می‌باشد زیرکونیوم، قدرت جذب پایینی در جذب نوترونها دارد که این ویژگی، آن را برای استفاده از انرژی اتمی مطلوب می‌سازد، (مانند عناصر فلز کاری سوختی). بیش از ۹۰ درصد محصولات فلز زیرکونیوم به مصرف تجاری در تولید نیروی اتمی می‌رسد. رآکتورهای



جونز جاکوب برزیلیوس

این فلز در سال ۱۹۲۵ توسط آرکل و بوئر به صورت صنعتی با تجزیه گرمایی  $ZrI_4$  به دست آمد ولی روش ارزان تر و آسان تر تهیه  $Zr$  خالص در دهه ی ۱۹۴۰ توسط کرول با تجزیه ی  $ZrCl_4$  با استفاده از منیزیم در فرآیندی به نام همین دانشمند (فرآیند کرول) به جهان معرفی و اولین زیرکونیوم خالص در سال ۱۹۴۶ در ایالات متحده آمریکا تولید شد.



### منابع زیرکونیوم

زیرکونیوم هیچوقت در طبیعت به صورت آزاد یافت نمی‌شود. منبع اصلی این عنصر در ستاره های s-type که خورشید هم یکی از آن ها است می‌باشد نمونه سنگهای قمری که در چندین ماموریت فضایی آپولو جمع آوری شده‌اند، نشان می‌دهند که این سنگها به نسبت صخره‌های زمینی از مقدار بسیار بیشتری اکسید زیرکونیوم برخوردارند. ولی منبع اقتصادی این عنصر در پوسته زمین عمدتاً به صورت معدن سیلیکات زیرکونیوم یا همان زیرکون  $ZrSiO_4$  قابل اکتشاف است که عمدتاً در لایه های رسوبی بستر رودخانه ها، دریاچه های قدیمی و ساحل اقیانوس ها در مناطقی مانند استرالیا، برزیل، هند، روسیه و ایالات متحده یافت می‌شود منبع دیگری که جهت استخراج زیرکونیوم موجود است، بادلایت یا همان  $ZrO_2$  می‌باشد، منتها استخراج زیرکونیوم از بادلایت به اندازه زیرکون از نظر اقتصادی به صرفه نمی‌باشد. طبق نمودار زیر، به طور مثال تنها در سال ۱۹۹۵ نهصد هزار تن زیرکونیوم، اغلب به صورت زیرکون از معادن استخراج شده است.

|   |                                   |
|---|-----------------------------------|
| Zirconium, Zr, 40   | نام، علامت اختصاری، شماره         |
|   | گروه شیمیایی                      |
| فلز انتقالی   |                                   |
| 4, 5, d   | گروه، تناوب، بلوک                 |
| 6511 kg/m <sup>3</sup> , 5                                    | جرم حجمی، سختی                    |
|   | رنگ                               |
| سفید مایل به نقره‌ای  |                                   |
| <b>خواص اتمی</b>  |                                   |
| 1 E-25 kg   | وزن اتمی                          |
| 1 E-10 m  | شعاع اتمی (calc.)                 |
| 148 pm  | شعاع کووالانسی                    |
|   | شعاع وندروالس                     |
| اطلاعات موجود نیست  |                                   |
| Kr[4d25s2]  | ساختار الکترونی                   |
| 2, 8, 18, 10, 2   | e <sup>-</sup> بازای هر سطح انرژی |
| 4 (آمفوتریک)  | درجه اکسیداسیون (اکسید)           |
|   | ساختار کریستالی                   |
| شش گوشه   |                                   |
| <b>خواص فیزیکی</b>  |                                   |
|   | حالت ماده                         |
| جامد  |                                   |
| 2128 K (3371 °F)  | نقطه ذوب                          |
| 4682 K (7968 °F)  | نقطه جوش                          |
| (14.02 scientific notation) m <sup>3</sup> /mol <sup>10</sup> | حجم مولی                          |
| 58.2 kJ/mol   | گرمای تبخیر                       |
| 16.9 kJ/mol   | گرمای هم جوشی                     |
| 0.00168 Pa at 2125 K  | فشار بخار                         |
| 3800 m/s at 293.15 K  | سرعت صوت                          |

جدید تجاری می‌توانند نیم میلیون فوت فلز زیرکونیوم را برای لوله‌سازی بکار ببرند.  
(پرداختن به جزئیات، خارج از حوصله مسئله مورد بررسی ما می باشد)

### کاربرد به صورت فلز

\* آلیاژ زیرکونیوم و Niobium، خاصیت ابرسانایی در دماهای پایین را برای زیرکونیوم در بردارد که برای ساختن آهن‌رباهای بسیار قوی توسط نیروی الکتریکی در مقیاس زیاد استفاده می‌شود.  
\* در تهیه کننده‌های هوا به‌عنوان گیرنده، در لوله جارو برقی، رشته‌های لامپ و فلزات خاص دیگر استفاده می‌شود  
\* کاربرد اصلی مورد نظر ما که به تفصیل در بخش‌های بعدی مقاله به آن خواهیم پرداخت استفاده از این ماده در علم پزشکی بوده زیرا که در ابتدا ثابت شد که بافت انسانی به‌راحتی می‌تواند این فلز را به‌صورت مفاصل و بازوهای مصنوعی تحمل کند و در حال حاضر یکی از کاربردهای مهم این عنصر در علم دندان پزشکی می باشد.

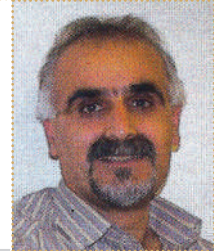


تصویری از شمش زیرکونیوم خالص

#### References:

- 1- Emsley, John (2001). Nature's Building Blocks. Oxford: Oxford University Press. pp. 506–510. ISBN 0-19-850341-5
- 2-Zirconium". How Products Are Made. Advameg Inc.. 2007. <http://www.madehow.com/Volume-1/Zirconium.html>. Retrieved 2008-03-26
- 3- [www.wikipedia.org/zirconium-William\\_justin\\_kroll-Berzelius-Klaport](http://www.wikipedia.org/zirconium-William_justin_kroll-Berzelius-Klaport)
- 4-Lide, David R., ed. (2007–2008). "Zirconium". CRC Handbook of Chemistry and Physics. 4. New York: CRC Press. p. 42. ISBN 978-0-8493-0488-0.
- 5-Peterson, John; MacDonell, Margaret (2007). "Zirconium" (PDF). Radiological and Chemical Fact Sheets to Support Health Risk Analyses for Contaminated Areas. Argonne National Laboratory. pp. 64–65. [http://www.evs.anl.gov/pub/doc/ANL\\_ContaminantFactSheets\\_All\\_070418.pdf](http://www.evs.anl.gov/pub/doc/ANL_ContaminantFactSheets_All_070418.pdf). Retrieved 2008-02-26
- 6-Ralph Nielsen "Zirconium and Zirconium Compounds" in Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry, 2005, Wiley-VCH, Weinheim. doi:10.1002/14356007.a28\_543
- 7-[www.Britanica.com-Zirconium-Zr](http://www.Britanica.com-Zirconium-Zr)
- 8-Hedrick, James B. (1998). "Zirconium" (PDF). Metal Prices in the United States through 1998. US Geological Survey. pp. 175–178. [http://minerals.usgs.gov/minerals/pubs/metal\\_prices/metal\\_prices1998.pdf](http://minerals.usgs.gov/minerals/pubs/metal_prices/metal_prices1998.pdf). Retrieved 2008-02-26

## اصول پودر گذاری و رنگ آمیزی در پروتزهای ثابت دندانی



هوشنگ کبریایی  
تکنولوژیست پروتزهای دندانی

### (PFM)

### بخش اول

با برس مویی سطح کستینگ را به آرامی مرطوب می نماییم (wetting) و سپس با قلم مویی مخصوص مقداری از خمیر اوپک را در قسمت نوک برداشته و به آرامی از یک جهت به قسمی در روی کران می مالیم که نوک قلم مویی با فلز تماس حاصل ننماید. و خمیر بصورت یک لایه نازک تمام سطح فلز را بپوشاند و هیچگونه فضای خالی باقی نماند تا سطح کستینگ کاملاً اوپک گذاری شود.

#### پخت اوپک اولیه

عمل پخت اوپک بوسیله کوره دارای وکیوم انجام می شود. لذا درجه حرارت کوره را مطابق بروشور کارخانه سازنده پودر اوپک تنظیم کرده و با برنامه ای که از قبل داده شده عمل پخت صورت می گیرد باید توجه داشت که اوپک اولیه احتیاج به خشک کردن اولیه نداشته و پس از قرار دادن اوپک می توان آنرا روی صفحه مخصوص کوره (Firing plate) قرار داده و در خلغ، داخل کوره فرستاده و دستگاه بطور اتوماتیک عمل پخت را انجام میدهد و ریل کوره به بیرون خواهد آمد. سپس کران را خارج نموده و بر روی صفحه مخصوص قرار داده تا خنک شود.

#### قرار دادن اوپک ثانویه

به همان روش قبلی خمیر اوپک بدنه را مجدداً آماده نموده و اگر از خمیر قبلی موجود باشد آنرا با اضافه نمودن پودر و مایع مخصوص برای کار آماده می کنیم. بعد از اینکه روی کپینگ فلزی را بوسیله قلم مویی به آرامی و به مقدار کم مرطوب نمودیم در روی اوپک قبلی لایه دوم اوپک بدنه body opaque را قرار می دهیم. بایستی توجه داشت که لایه اوپک در ناحیه انسیزال قرار نگیرد و سپس اوپک تازه تهیه شده انسیزال را در ناحیه ۱/۲ انسیزالی قرار می دهیم. در هنگام اوپک گذاری لایه دوم هیچ نقطه از فلز نباید مشاهده شود و اوپک دوم بصورت یکنواخت بعنوان حاجب تمام سطح کپینگ را بپوشاند.

#### پخت اوپک ثانویه

پخت اوپک ثانویه تقریباً مشابه اوپک اولیه است؛ با تفاوت های جزئی مثل درجه حرارت که بوسیله بروشور کارخانه سازنده توصیه می شود. در این مرحله نیز احتیاج به خشک کردن اولیه ندارد و پس از قرار دادن روی صفحه مخصوص کوره و دادن برنامه پخت عمل پخت بطور اتوماتیک انجام می شود و ریل کوره به بیرون خواهد آمد. سپس کران را خارج نموده و بر روی صفحه مخصوص قرار داده تا خنک شود.

در شماره های پیشین ماهنامه بین المللی دندانسازان حرفه ای در خصوص باندینگ پرسنل بریس متال بحث کردیم و اصول طراحی فریم درک را شرح دادیم. اینک با فرض مطلوب بودن ساختار فلزی PFM به نکاتی در مورد نحوه پودر گذاری و رنگ آمیزی بر روی بیس متال می پردازیم.

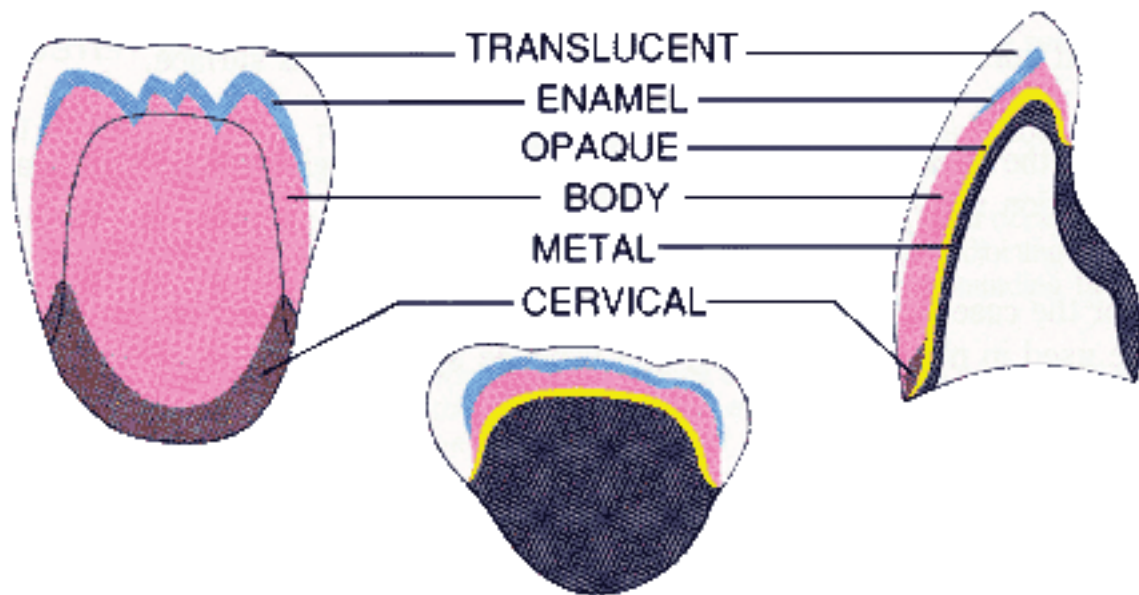
اولین مرحله در پروسه پودر گذاری پرسنل مربوط، به اوپک پرسنل می باشد، که بطور کلی باید در نظر داشت فضایی که برای پودر گذاری و پخت چینی در روی متال سرامیک موجود می باشد بسیار محدود است. از اینرو قرار دادن یک لایه اوپک به صورتیکه بتواند بخوبی همه سطوح فلز را بپوشاند حائز اهمیت می باشد.

در اوپک گذاری بایستی دقت کافی نمود که پودر اوپک پس از خمیر کردن طبق برآش تکنیک یا کاربرد با قلم مو مخصوص از یک جهت و به قسمی در روی فلز مالیده شود که قلم مو با فلز تماس حاصل نموده و از طرفی بتواند یک لایه اوپک در سطح فلز قرار گیرد. بطوریکه هیچ نقطه از فلز مشاهده نشود. زیرا سطح یکنواخت اوپک می تواند انعکاس دهنده نور بوده و از سوی دیگر در صورت پیدا بودن فلز سبب می شود که سطح کار منظره جالبی پیدا نکند. و در موقع گلیز کردن عمل گلیز بخوبی انجام نشود و انعکاس نور نیز بصورت صحیح از دندان منعکس نگردد و سبب تجمع پلاک و رسوبات در سطح دندان بشود و چون پالیش کردن لبه های طلا و اوپک بسیار مشکل است از این جهت برای کنترل لبه مارجین بهتر است از دو لایه اوپک و پخت اوپک استفاده شود.

#### قرار دادن اوپک در سطح کستینگ (اوپک اولیه)



مقدار لازم پودر اوپک را روی بلوک قرار داده با مایع مخصوص بوسیله اسپاتول شیشه ای یا کریستال آنرا مخلوط می کنیم، باید مراقب باشیم که در حین آماده سازی حباب هوا ایجاد نشود و مولکولهای پودر اوپک کاملاً با مایع مخلوط شده و بصورت خمیر یکنواخت درآید.



**نکته ۱:** باید توجه داشت در اضافه کردن یک لایه از دنتین بدنه به ضخامت نیم میلیمتر در سطح کپی‌نگ می‌توان دای را از محل خود خارج نمود تا براحتی عمل پودر گذاری صورت بگیرد و پودر بصورت یکنواخت در تمام سطح قرار گیرد. و پس از اتمام کار دای را در محل خود بازگرداند.

**نکته ۲:** بایستی توجه نمود در هنگام اضافه کردن پودر در ناحیه امبراژور Embrasure و در ناحیه انسیزال به حد نهایی مورد نیاز پودر اضافه نشود، زیرا این عمل سبب over filling شدن محل فوق خواهد شد و در هنگام اتمام کار ایجاد مشکل خواهد نمود.

### قراردادن پودر چینی

قبل از عمل پودر گذاری بایستی از وضعیت اوپک اطمینان کامل حاصل نمود به این نحو که سطح اوپک نبایستی کاملاً براق و گلیزی glazy باشد. زیرا این عمل سبب انعکاس اوپک از زیر چینی خواهد شد؛ و در مواردی که سطح اوپک براق و glazy باشد بهتر است قبلاً بوسیله اکسید آلومینیوم ۳۰ میکرون به آرامی سنبلاست شود تا سطح براق آن از بین برود و سپس آنرا با جریان آب و جریان اولتراسونیک تمیز نمود و پس از اطمینان از وضع موجود اقدام به پودر گذاری نمود.

### اضافه کردن پودر پرسلن انامل



معمولاً برای گذاشتن پودر انامل احتیاج به مهارت و دقت زیاد می‌باشد زیرا هرگونه اشتباه در عمل ممکن است در نتیجه کار نهایی اثر چندان خوبی ببار نیآورد. در این مرحله ابتدا بایستی بوسیله کارور Carver قسمتی از پودر ناحیه دنتین بدنه و همچنین از سطح مزپال و دیستال بر داشت و حد فاصل بین پودر بدنه و انسیزال که بعداً گذاشته می‌شود بصورت چمفر در آورد تا در هنگام پودر گذاری انامل در این ناحیه، تداخل رنگی بدنه و انسیزال و خطوط شارپ و تیز باقی نماند و رنگ به ملایمت تغییر کند.

در این مرحله، از پودر انسیزال که آماده شده بر روی کران قرار می‌دهیم و در شرایطی که فضای کافی وجود ندارد می‌توان از ناحیه پروگزیمال به نحو مطلوب استفاده کرد. باید توجه داشت که قبل از گذاشتن پودر انسیزال، لایه دنتین بدنه و اوپک

در موقع پودر گذاری باید ابتدا بر روی بلوک شیشه ای یا سرامیکی مقدار کافی و مورد نیاز از پودر جینجیوال gingival و دنتین بدنه body Dentine و پودر انسیزال را با مایع مخصوص یا آب مقطر مخلوط نموده تا از آن‌ها خمیر درست شود. و برای مخلوط کردن آن نیز از اسپاتول شیشه ای یا کریستالی استفاده شود.

باید توجه داشت که خمیر مورد قبول و ایده آل خمیری است که بتوان آنرا با قلم مو براحتی برداشت و خمیر چندان آبکی نباشد در نتیجه با قلم مو بتوان مازاد آب را از سطح کار گرفت.

پس از آماده شدن خمیر کار مورد نظر برداشته و سطح اوپک را با آب مقطر بارامی مرطوب می‌کنیم و سپس از خمیر جینجیوال که آماده شده است را با قلم مو در ناحیه جینجیوال (طوق دندان) بطور یکنواخت اضافه می‌کنیم. سپس آنرا متراکم نموده تاحدی که ضخامت و شکل مورد نیاز ما ایجاد شود. پس از اتمام عمل در ناحیه جینجیوال مجدداً خمیر اضافه نموده تا شکل مورد نظر ایجاد شود. در ناحیه فوقانی و به سمت انسیزال بایستی پرسلن را پخ نمود (bevel) و سپس از خمیر پرسلن body Dentine بصورت یک لایه نازک بقیه کپی‌نگ را می‌پوشانیم و در ناحیه اتصال به پرسلن جینجیوال سعی در آمیخته شدن دو نوع پرسلن خواهیم نمود. با این عمل یک لایه پایه ای از پودر را در سراسر کار پخش نموده و بعد در ناحیه بدنه سعی در اضافه کردن دنتین بدنه خواهیم نمود. بطور کلی می‌توان گفت ما در سطح باقیمانده کپی‌نگ خود یک لایه با ضخامت ۰/۵ میلیمتر از دنتین بدنه خواهیم داشت و با اضافه کردن پودر دنتین فشرده و گرفتن آب اضافه در هر مرحله سعی در بوجود آمدن شکل آناتومی دندان خواهیم نمود.

اتمام پخت چینی می توان کران آماده شده را روی دای سوار نمود و دقت کافی جهت برقراری کنتاکت به عمل آورد، زیرا دقت در ناحیه ی کنتاکت به سلامت بافت پرپودنتال کمک خواهد کرد. از این رو می توان دندانهای مجاور را با مایع مشخص کننده **indicating Fluid** و یا کاغذ ارتیکولاسیون بین دندانها و پونتیک قرار داد. با توجه به اینکه کاغذ نایستی خیلی ضخیم باشد. سپس کران را با فشار روی دای سوار می نمائیم و نقاط کنتاکت در ناحیه پرگزیمالی را بررسی نموده از آنجایی که در هر سطح بیش از یک نقطه تماس نباید وجود داشته باشد، نقاط کنتاکت پیش رس را با فرز الماس برمی داریم و باید دقت نمود که هیچگاه همزمان دو سطح پرگزیمالی دندان را چرخ نکنیم زیرا ممکن است باعث چرخ زیاد و باز شدن نقاط کنتاکت بشویم. پس از تصحیح نقاط کنتاکت توجه خاصی به چینی پخته شده خواهیم نمود و در صورت وجود نقص در طرح و مدل آناتومی انحناهای سطح لیبیل و یا نقصهایی در ناحیه کنتاکت، پودر پرسنل اضافه نموده و جهت پخت دوم آماده می کنیم.

### پخت دوم چینی



پس از پخت اول و اصلاح نقاط کنتاکت گاهی به نظر می رسد که نقایصی از نظر شکل آناتومیکی در سطح کار دیده می شود. در این صورت بایستی کار را شستشو داد تا تمیز شود و سپس خشک کنیم و بدون دست مالی آنرا با دستمال کاغذی گرفته و در روی دای یا کست قرار می دهیم و نقاطی را که نیاز به ترمیم دارد، مثل لبه های انسیزال و **line angle** ها یا **point angle** ها پودر چینی اضافه کرده و شکل مورد نظر را ایجاد می نماییم و مجددا مطابق روش و سیکل پخت اول عمل پخت دوم را انجام می دهیم تنها بایستی توجه داشت که درجه حرارت نهایی از حدود پخت اول اضافه تر نشود.

ضمنا می توان قبل از پخت دوم خطوط **developmental groove** و بعضی از طرح های آناتومیکی را با فرز الماس مخصوص در سطح کار ایجاد نمود تا پس از پخت نهایی کار انجام شده شبیه دندان طبیعی درآید. در پایان برای اینکه سطح کار برای عمل **glazing** مهیا شود، باید سطح کار بدون خلل و فرج و زبری باشد که باعث خوب شستشو شدن و عدم تجمع مواد غذایی گردد.

ادامه مطلب در شماره های آتی

به ملایمت مرطوب شده باشند زیرا اگر مرطوب نباشد در ناحیه آمیختگی انامل به پودر بدنه سبب ایجاد خطوط شارپ و مشخص خواهد شد که منظره **blend** آمیختگی مشاهده نخواهد شد. قبل از گذاشتن انامل باید توجه داشت که عمق لازم برای انامل کمتر از  $0/8$  میلیمتر نباشد و این را با پروپهای پرپودنتال می توان چک نمود. اضافه کردن پودر پرسنل بایستی بوسیله قلم مویی و به طریقه **brush technique** (افزایش جز به جز) باشد و در هر بار اضافه کردن با ویریه کردن، آب اضافه آن گرفته شود و کم کم شکل سطح انامل را ایجاد نماییم. همچنین بایستی توجه داشت که از ایجاد **bulk** اضافه جلوگیری شود. زیرا این عمل باعث ایجاد مشکل می شود و همچنین ترجیح دارد که مقادیر کاهش یافته را در پودرگذاری مجدد جبران نماییم تا از تراش پرسنل جلوگیری شود. باید توجه داشت که پس از قرار دادن پودر انسیزال با تکان های خفیف می توان آب اضافی را گرفت ولی ویریه کردن زیاد سبب مخلوط شدن پودرها و بد قرار گرفتن ناحیه آمیختگی **blending** پودر انسیزال و دنتین بدنه خواهد شد.

باید توجه نمود که در فرم دادن لبه های انسیزال بایستی سعی نمود که حدود یک میلیمتر لبه انسیزال بلندتر از لبه دندان های مجاور شکل داده شود. زیرا این عمل در هنگام پخت و **shrinkage** جبران طول مورد نیاز را خواهد نمود و بایستی توجه داشت که هیچوقت نایستی طول دندان را بیش از حد انتخاب کنیم زیرا این عمل سبب می شود که پس از پخت آنرا قطع کنیم و این خود سبب مشکل خواهد شد و همیشه ترجیح می دهند که طول کوتاهتر انتخاب شود تا در موقع لزوم پودر اضافه کنیم. پس از شکل دادن کران بوسیله پودر چینی بهتر است کران را خارج نموده و بوسیله پودر بی رنگ یا انامل به قسمت های مزایال و دیستال در نقاط تماس اضافه کنیم که آن به علت جبران مقدار انقباض **shrinkage** خواهد بود. و سپس سطح کار را با برس مویی صاف نموده و اگر شیار یا **grove** مورد نیاز باشد در آن ایجاد می کنیم و نقاط فرورفته را می توان با استفاده از سر برس ایجاد نمود.

بایستی در نظر داشت که پودر پرسنل پس از پخت بهم فیوز شده و از نظر حجمی کوچکتر می شود و برای جبران **shrinkage** حاصله باید در موقع فرم دادن پرسنل از نظر حجمی مقداری بزرگتر ساخت که پس از پخت و انقباض به اندازه اصلی شود. در این عمل باید بسیار دقت شود چون در نوع متال سرامیک، سنگ کاری زیاد پرسنل، ممکن است سبب از بین رفتن رنگ شود.

### اولین پخت پرسنل

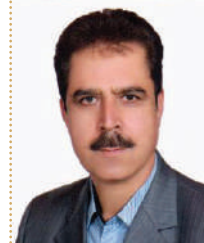
پس از پودرگذاری و ایجاد فرم کامل و آنرا روی **(Crown stand)** پایه کران مخصوص کوره به قسمی قرار میدهیم تا کران یا پایه بریج روی پایه قرار گرفته و با بدنه آن تماس نداشته باشد. بایستی توجه داشت که قبل از پخت مرحله خشک کردن مورد نیاز است **Predry** برای خشک کردن اولیه ابتدا پایه کران را روی **Firing try** انتقال داده و در دهانه ی کوره مفل برای حدود ۵ دقیقه قرار می دهیم تا خشک شود و سپس مراحل پخت اولیه انجام می شود.

### FINISHING بعد از پخت اول

#### ایجاد کنتاکت در ناحیه پرگزیمال:

در صورت دقت در مدل دادن بوسیله ی پودر پرسنل و پخت صحیح میزان چرخ کردن در ناحیه پرگزیمال به حداقل خود خواهد رسید، زیرا به علت سختی چینی پخته شده، کار چرخ کردن نیز مشکل خواهد بود. پس از

## براکسیسم، علت ها و درمان



علی اکبر یوسفی مقدم  
کارشناس پروتزهای دندانی

### برای مقابله با براکسیسم چه باید کرد؟

از آن جایی که عارضه براکسیسم یک نوع بیماری محسوب و نیاز به درمان طبی دارد برای درمان آن مراجعه به پزشک و دندان پزشک ضروری به نظر می رسد. اما مراقبت های ذیل می تواند کمک کند تا قبل از شروع درمان طبی از پیشرفت آن جلوگیری نمایید.

### مراقبت اولیه

توجه داشته باشید وقتی دهانمان را می بندیم دندانها در حالت عادی نباید با یکدیگر تماس داشته باشند و همواره یک فاصله دو تا سه میلیمتر بین آنها فاصله است فقط هنگام جویدن دندانها با هم تماس پیدا می کنند در صورت عدم وجود این فاصله برای درمان به دندان پزشکتان مراجعه نمایید.

عضلات فک و صورت را ورزش دهید، با جویدن خوردنی هایی مانند نان و کاهو با هر دو طرف از فکین ماهیچه ها را خسته کنید. خسته کردن عضلات جونده در روز باعث استراحت شبانه آن ها می شود.

در مقابله با استرس ها آرام باشید و به وسیله ورزش، ماساژ اعصاب خود را آرام کنید. دوش گرفتن و خواندن کتاب قبل از خواب می تواند در این آرامش موثر باشد. از خوردن غذاهای سخت و سفت مانند آب نبات، پسته، فندق و غیره خودداری کنید. در صورتی که در طی روز عضلات صورت دردناک است روی آن یخ قرار داده و یا با آب گرم بشویید.

تلاش کنید استرس های روزانه خود را کم و روش های دستیابی به آرامش را تجربه کنید. عمل به عواملی که ذکر شد می تواند به شما کمک کند که از پیشرفت براکسیسم جلوگیری نمایند اما برای درمان چنانچه متشابه آن تنش های روانی و اختلالات سیستم عصبی مرکزی است به پزشک و در صورتی که این اختلالات متشابه مفصل گیج گاهی فکی می باشد به دندان پزشک مراجعه نمایید.

در مراجعه به دندان پزشک معاینات دقیق عامل و یا عواملی که باعث بروز این عارضه است بررسی و به درمان آن اقدام خواهد شد. یکی از راههایی که سبب کاهش عوارض ناشی از براکسیسم توسط دندان پزشکان توصیه می شود استفاده از وسایل و دستگاههای محافظ می باشد این وسایل و دستگاهها که عمدتاً به هنگام خواب استفاده می شود پس از قالب گیری از دندانها و ثبت رابطه صحیح بین آنها جهت ساخت به لابراتوارهای پروتز دندان ارسال می گردد. ساخت این دستگاهها مستلزم داشتن اطلاعات کافی از حرکات فکی می باشد که خوشبختانه بسیاری از همکاران ما که اقدام به ساخت این که وسایل می نمایند از آن برخوردار هستند. دستگاههای نایت گارد با تکنیک های مختلف ساخته می شود که در ادامه مطلب در شماره آینده راجع به آن توضیح داده خواهد شد.

از براکسیسم چه می دانید؟ آیا هرگز در خواب متوجه سایش دندانهای خود بر روی هم شده اید و یا در جایی صدای سایش شدید دندانهای کسی را که در اتاق کنار شما خواب بوده است، را شنیده اید؟ این حرکت یعنی سایش دندانها روی یکدیگر که معمولاً قسمت اعظم آن در خواب رخ می دهد را براکسیسم یا همان دندان قروچه عامیانه می نامند این واژه از یک کلمه یونانی گرفته شده است.

مطالعات زیادی در مورد رخداد این عمل انجام شده است اما هیچ کس دلیل قطعی بروز آن را نمی داند. در بین نظرات مختلف برای شروع این عارضه سه علت در نظر گرفته اند:

۱- کنش های روانی

۲- اختلالات خفیف روانی

۳- اختلال در مفضل کندیلی

کنش های روانی به عنوان یک عامل می توانند در هنگام بروز این کنش ها عامل ایجاد این عارضه باشد ولی پس از بین رفتن آن ها عارضه موقتاً قطع یا دوباره یک تنش روانی دیگر ممکن است دندان قروچه شروع شود.

اختلال خفیف در سیستم عصبی مرکزی عامل دیگر دندان قروچه است این اختلال شامل دردهای ناگهانی عضلات فک و صورت و یا انجام کارهایی که نیازمند دقت زیاد است ناخودآگاه موجب بر هم ساییدن دندانها می شود که در این زمان شاید خود فرد متوجه این عمل نمی شود اما در صورت تکرار گاهی به صورت یک عادت غلط بروز می نماید. اختلال در مفصل کندیلی، که گاهی از یک پر کردگی غلط یک دندان شروع و موجب برهم زدن رابطه صحیح دندانها نسبت به یکدیگر می شود که در نتیجه مفصل کندیل در محل اصلی خود نبوده به دنبال ایجاد یک رابطه بین دندانی در موقعیت دیگر می گردد که خود این نیز باعث بروز عارضه براکسیسم است.

البته احتمال این که افراد مبتلا هرگز علائم ناشی از آن را تجربه نکنند، زیرا بروز آن علائم ناشی از ترکیب پیچیده ای از عوامل مختلف می باشد.

### علائم و نشانه های براکسیسم

به طوری که اشاره شد شاید خیلی از افراد مبتلا به براکسیسم تا زمانی که این عارضه حاد نشده است متوجه وجود این بیماری نباشند یا به عبارتی احساس این که در خواب یا در بیداری دندانهای خود را بر هم می ساینند، ندانند اما بروز علائم ذیل شاید نشان از این عارضه باشد.

ساییدگی دندانها، ترک برداشتن و شکستن خود به خود دندانها، حساس و لق شدن دندانها، تحلیل لثه، تشکیل پاکت های پرپودنتال، دردهای عضلانی، گوش درد، شکایت از درد عضلات فک و صورت به هنگام بیدار شدن از خواب و بی خوابی و افسردگی می تواند از علائم براکسیسم باشد.

# Distalizer



## بخش اول

محمد روحبخش  
تکنولوژیست پروتزهای دندانی با گرایش ارتودنسی



نیروهایی که به ماگزایلا و مندیبول وارد میشوند برابر و در خلاف جهت می باشند. ماگزایلا استرسها را به تمام جمجمه منتقل میکند در حالیکه مندیبول باید نیروهای وارده را در استخوان جذب و خنثی کند. ماگزایلا دارای cortices نسبتاً نازک می باشد که بوسیله شبکه ترابکولها بهم متصل شده اند. در حالیکه مندیبول دارای cortices ضخیم و ترابکولها با جهت گیری به سمت مرکز می باشند.

### مکانیک ارتدنسی

مکانیک اثر نیرو بر روی اجسام (دندانها و استخوانهای اطراف آن) را بررسی می کند و به سه قسمت تقسیم می شود. استاتیک - کینتیک و استحکام مواد. استاتیک اثرات نیرو بر روی اجسام ثابت یا دارای شتاب ثابت بر روی خط مستقیم را بررسی می کند. Kinetics معمولاً رفتار اجسام دارای شتاب متغیر را شرح می دهد (دارای شتاب افزایشنده یا کاهشنده) و استحکام مواد به بررسی رابطه بین تنش و کرنش بین مواد مختلف می پردازد و به ما اجازه میدهد بهترین ماده برای اعمال نیروی مورد نظر را انتخاب کنیم.

### کمیت‌های مورد استفاده و اندازه گیری آنها

کمیت‌هایی که در ارتدنسی استفاده می شوند عبارتند از نیرو و فاصله، نیرو عمل یک جسم مثل سیم بروی جسم دیگر (مثل دندان) است که تمایل به تغییر در شکل یا حرکت دادن جسم دوم را دارد می باشد. واحد نیرو در سیستم متریک گرم یا گرم بر میلیمتر مربع است.

حرکت مزایای مولر های اول دایمی یکی از مهمترین عوامل در ایجاد ناهنجاری های دندانی می باشد و به همین دلیل بدست آوردن رابطه class I مولرها و ایجاد فضا برای پره مولرها و کانینها در درمانهای غیر کشیدنی از اهداف دیستاله کردن مولر اول می باشد، طرح درمانهای بسیاری جهت حرکت دیستالی دندانهای مولر اول دائمی مورد توجه ارتدنتیستها و دندان پزشکان بوده و دستگاه های متحرک و فیکس متفاوتی جهت ایجاد فضا ساخته شده است. در این مقاله اختصاصاً دستگاههای دیستالایزر جهت حرکت دیستالی دندانهای مولر مورد توجه است. در ابتدا جهت کامل شدن مطلب، مباحث فیزیولوژی استخوان، مکانیک و بیومکانیک و مطرح می گردد.

### فیزیولوژی استخوان

استخوان یک بافت زنده است که بطور مداوم در حال تغییرات و دارای توانایی بازسازی، Remodeling و ترمیم می باشد. فیزیولوژی استخوان یکی از مباحث مهم در درمانهای ارتدنسی می باشد زیرا درمانهای کلینیکی ترکیبی از درمانهای دندانی (حرکت دندانها) و ارتوپدیک می باشد. پاسخ بیومکانیکی استخوان به میزان، جهت و تناوب اعمال نیرو بستگی دارد.

### مورفولوژی ماگزایلا و مندیبول



#### References:

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

## پروتز کامل قابل استفاده روی توروس های مندیبولار با کاربرد سه ماده اصلی در آن

Stephen Abrams, DDS



### گزارش یک بیمار

بهنوش یوسفی مقدم  
کارشناس ارشد مترجمی زبان انگلیسی

#### چکیده

وجود توروس های مندیبولار در دهان، هنگام ساخت دست دندان کامل چالش های بسیاری ایجاد می کنند. مخاط نازک می شود و فشارهای اکلوزالی اعمالی از دست دندان را تحمل نخواهد کرد. توروسهای بزرگ فک پایین می توانند مانع نشست کامل تری قالبگیری و دست دندان شود. برای حل این مشکل، ما یک پروتز فک پایین ترکیب شده با فلنج های رزین اکریلیک نرم و آستر انعطاف پذیر ساختیم.

#### کلید واژه ها

دندان مصنوعی، کامل، طراحی دست دندان، اگزوستوز

از مخاط آنها را در برگرفته بود. هر زمان که پروتز بر روی توروس ها جابجا می شد بیمار احساس درد می کرد. پروتز قبلی فلنج لینگوال بسیار کوتاهی در ناحیه توروس فک پایین داشت و هنگام استفاده درد ایجاد می کرد.



تصویر ۱: نمای داخل دهانی از توروس های مندیبولار

پروتز فک بالا موجود دارای رویه اکلوزالی مسطح و عضلات نگهدارنده مناسب بود. از آنجا که هزینه نگران کننده بود، ما تصمیم گرفتیم که پروتز فک پایین با فلنج های رزین اکریلیک نرم و آستر انعطاف پذیر ترکیب کنیم. کست های استاندارد از روش قالبگیری آلژیناتی با تری های آماده بزرگ تهیه شد. با استفاده از یک تری معمولی آکرلیک قالب نهایی آلژیناتی گرفته شد (تصویر ۲).



تصویر ۲: مدل نهایی قوس فک پایین.

توروس مندیبولاریک، برجستگی استخوانی در سطح لینگوال است و معمولا بین اولین پرمولر مندیبولار تا ناحیه مولار اول یافت می شود. توروس ها متشکل از استخوان اسفنجی تحت پوشش استخوان فشرده هستند که شاید لمینیت شوند. ممکن است یک یا چند توروس همیشه روی خط mylohyoid زیرمارجین آلوئولار واقع باشد. توروس های مندیبولار به ندرت قبل از سن ۱۰ سالگی دیده می شوند. تعدادی از مطالعات نشان داده اند که ۱۰ درصد از افراد دچار این عارضه هستند. این توروس ها ممکن است چند زائده ای باشند و بیش از ۱۴ میلی متر عرض به طرف مزبودیستالی داشته باشند. توروس ها معمولا به شکل گرد، سطح نرم، سخت، استخوانی و تحت پوشش مخاط نرمال یا سفید ظاهر می شوند.

هنگام ساخت پروتز کامل برای یک بیمار دارای توروس مندیبولار چالش های بسیاری ایجاد می شود. مخاط نازک شده و فشار اکلوزالی پروتز را تحمل نخواهد کرد. توروس های بزرگ فک پایین مانع نشست پروتز و تری های قالبگیری می شوند. آندرکات های وسیع احتمالا گیر پروتز را بیشتر می کنند و از هرگونه فلنج لینگوالی در آن ناحیه جلوگیری خواهند کرد.

#### بیمار مورد بررسی

زنی ۶۳ ساله، سالم برای ساخت یک پروتز کامل جدید برای فک پایین مراجعه کرد. دندان های خود را بیش از ۲ سال پیش از دست داده بود و مدتی بود که از پروتز کامل فک پایین استفاده می کرد. ۲ سال پیش یک پروتز فک بالای جدید با دندان های مسطح برای او ساخته شده بود و پس از گذشت ۲ سال دچار شکستگی در ناحیه میدلاین بود. بیمار سعی می کرد از آن استفاده کند اما عدم گیر و سوزش مانع می شد.

در فک پایین این بیمار دو توروس چند زائده ای بای لترال فک پایین که در (تصویر ۱) نمایان است وجود دارد. توروس سمت چپ ۱۲ میلی متر مزبودیستالی و ارتفاع آن ۴ میلی متر بود. توروس سمت راست ۲۰ میلی متر مزبودیستالی و ارتفاع آن ۵ میلی متر بود. هر دو فقط ۱ میلی متر پایین تر از کرسر ریج آلوئولار قرار گرفتند. توروس ها سخت بودند و لایه بسیار نازکی



توزیع می کنند و مانع تجمع فشار در یک ناحیه می شوند. ۸ و ۷ دو نوع اصلی از این مواد وجود دارد - آکریل های پلاستیکی و الاستومرهای سیلیکونی - نوع دوم از لحاظ درصد عاملین اتصال عرضی، کاتالیزورها، پرکننده ها و قابل دسترس بودن در اشکال اتوپلیمرایز و گرما پخت متفاوتند. ۹ پلیمرهای سیلیکونی در دمای دهان و پایین تر از آن حالت نرم و پلاستیک مانند خود را حفظ می کنند.

بیمار ما صاحب دست دندان جدید با گیر بسیار زیاد و بدون درد در محل تروس های مندبیل شد. آسترانعطاف پذیر از درگیر شدن با فلنج های ترموپلاستیک در اطراف تروس جلوگیری می کند و فشار اکلوژالی اعمالی روی تروس را کاهش می دهد. با توجه به موقعیت تروس در دهان و الزام استحکام مواد پروتز، قسمت لینگوال دست دندان کمی ضخیم تر از حد معمول بود. این پروتز در ابتدا باعث ایجاد برخی از مشکلات کلامی شد، اما این بیمار قادر به سازگاری در مدت زمان بیش از یک سال است و هیچ نیازی به تنظیم در ۱۰ ماه اخیر نداشته است.

هنگام رکورد روابط فکی برای جلوگیری از اعمال فشار بر تروس سطوح بیس با فلنج های لینگوال کوتاه ساخته شدند. برای کمک به ایجاد اکلوژال متعادل و آزادی در سنتریک ازدندان های مسطح استفاده شد. این کار اجازه می دهد تا نیروهای اکلوژال در یک ناحیه بسیار وسیع گسترش یابند و شلف های باکال را برای بارگذاری اضافی به کار می برد.

بیس دست دندان با رزین های آکریلی اوکلار (North America, St. Catharines, ON BITEM, Thermoplastic) برای بیس و فلنج باکال، یک ماده ترموپلاستیک برای قسمت خارجی فلنج لینگوال (Technologies, Newmarket, ON (تصویر ۳) و یک ماده انعطاف پذیر برای لبه پروتز شامل فلنج لینگوال (Molloplast B, Detax GmbH, Ettlingen, Germany) ساخته شد. ابتدا ما فلنج های لینگوال را با مواد ترموپلاستیک ساخته بودیم اما متوجه شدیم که در آن درکات قفل شده که باعث ایجاد زخم حاصل از پروتز و درد هنگام حرکت پروتز می شود. آسترانعطاف پذیر بیشترین مشکلات را حل می کند (تصویر ۴).

#### References

1. Johnson OM. The tori and masticatory stress. J Prosthet Dent 1959; 9:975-7.
2. Seah YH. Torus palatinus and torus mandibularis: a review of the literature. Aust Dent J 1995; 40:318-21. Review.
3. Shah DS, Sanghavi SJ, Chawda JD, Shah RM. Prevalence of torus palatinus and torus mandibularis in 1000 patients. Indian J Dent Res 1992; 3:107-10.
4. Reichart PA, Neuhaus F, Sookasem M. Prevalence of torus palatinus and torus mandibularis in Germans and Thai. Community Dent Oral Epidemiol 1988; 16:61-4.
5. Kerdpon D, Sirirungrojying S. A clinical study of oral tori in southern Thailand: prevalence and the relation to para-functional activity. Eur J Oral Sci 1999; 107:9-13.
6. Baysan A, Parker S, Wright PS. Adhesion and tear energy of a longterm soft lining material activated by rapid microwave energy. J Prosthet Dent 1998; 79:182-7.
7. Wright PS. The success and failure of denture soft-lining materials in clinical use. J Dent 1984; 12:319-27



تصویر ۳: پروتز فک پایین با فلنج لینگوال ساخته شده از مواد ترموپلاستیک



تصویر ۴: سطح بافت پروتز فک پایین

#### بحث و گفتگو

مواد ترموپلاستیک در دمای دهان نسبتاً سخت هستند اما هنگام مخلوط شدن با آب گرم نرم می شوند. با اولین خنک کردن دست دندان تنظیم و سپس پرداخت و ساییده می شود. در اصل، این ماده یک متیل متاکریلات است که نهایتاً به عنوان بیس پروتز و آستر انعطاف پذیر قرار می گیرد. در نتیجه یک فلنج نیمه سخت به دست می آید که به راحتی روی تروس مندبیل حرکت می کند.

آسترهای انعطاف پذیر از قبیل مولوپلاست به عنوان یک ضربه گیر در سطح اتصال دست دندان برای حل مشکلات مخاط آسیب دیده دهان، اندرکات های استخوانی، آتروفی ریج و نقایص مادرزادی دهان نیازمند آبتیوریشن کاربرد گسترده ای دارند. ۶ مواد پوششی نرم حتی اعمال بارفانکشنال را

## مراحل لابراتوری post-core



حامد وفادار

دانشجوی کارشناسی پروتز دندان دانشگاه آزاد اسلامی

در صورت استفاده از میله نیکل - کروم، سیلندر همراه با محتویات آن نباید در معرض بیش از ۱۳۰۰-۱۲۵۰ درجه فارنهایت حرارت قرار گیرد چون میله نیکل- کروم در درجات بالاتر ذوب می شود و سوراخ های موجود در کور بوسیله فلز مسدود می گردد.

پس از خارج کردن پست - کور ریختگی از داخل سیلندر و گچ ریختگی، باید مغز مواد را با دریل مناسب و با حرکات بالا و پائین، بدون حرکات طرفی خارج نمود.

در صورت استفاده از میله نیکل- کروم باید آنرا در اسید نیتریک برای مدت ۳-۵ دقیقه حل نمود. پس از تمیز کردن، بایستی از باز بودن سوراخ یا سوراخهای موجود در کور مطمئن شد.

کار پس از آماده شدن برای try in و سیمان کردن به کلینیک فرستاده می شود.

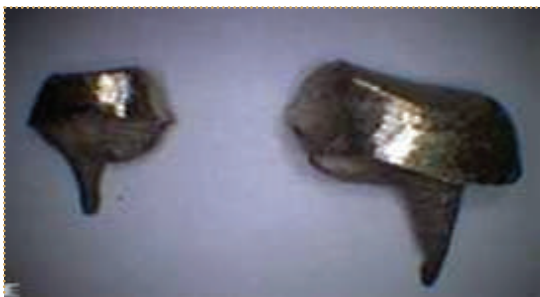
در هنگام try in، post اصلی و core بر روی دندان نشانده می شود و آنگاه post فرعی در محل خود از طریق سوراخ موجود در core در داخل کانال فرعی قرار می گیرد.

پس از اطمینان از نشستن post-core، دندان یا الکل یا کلروفرم تمیز شده و سپس خشک می گردد آنگاه اقدام به سیمان کردن post-core می نماییم برای این کار ابتدا post اصلی و سپس post فرعی در داخل کانال سیمان می شود.

پس از سخت شدن سیمان، قسمت اضافی post فرعی را که از سطح اکلوزال core خارج شده، قطع می گردد و آنگاه اصلاحات لازم برای تراش انجام شده و قالب گیری نهایی انجام می پذیرد.

### روش غیر مستقیم

در این روش مدل مومی یا اکریلی پست کور در لابراتور بر روی کستی که از قالب گیری دندان و کانال تهیه شده بدست آمده است ساخته می شود.



پس از تهیه مدل مومی یا اکریلی، در لابراتور عمل اسپروگذاری انجام می گیرد. باید توجه داشت که اسپرو (sprue) در قسمت اکلوزالی یا انسیزالی کور core قرار گیرد. هنگام سیلندر گذاری و ریختن آن از مقوای نسوز استفاده نمی شود و ۱ الی ۲ سی سی آب اضافه تر از معمول با ۵۰ گرم گچ ریختگی مخلوط می شود. این اعمال به منظور کنترل انبساط فلز انجام می گیرد تا post-core کمی کوچکتر ریخته شود که این امر سبب سهولت در سوار شدن post-core و کنترل فشارهای مضر در هنگام سیمان کردن می شود. مرحله Burn out بر حسب اینکه مدل ما، اکریلی یا مومی باشد فرق می کند. در صورتیکه جنس آن از اکریل باشد باید مدت زمان بیشتری را در کوره باقی بماند تا مطمئن شویم که اکریل کاملاً سوخته و از بین رفته است.

اگر در نظر است که post-core با آلیاژ طلا ریخته شود بایستی سیلندر (بدون مقوای نسوز) با گچ Gypsam Investment (کریستو- با لایت cristobulated) ریخته شود و در صورتیکه post-core با آلیاژ نیکل- کروم تهیه شود، سیلندر (با وجود مقوای نسوز) بایستی با گچ بدون کربن (carbon free) یعنی گچ فسفات (Bonded phosphate) - ریخته شود زیرا کربن می تواند سبب شکنندگی در کروم گردد.

بعد از عمل casting، کار از سیلندر خارج شده و آنرا تمیز می کنیم. اضافات سطح آنرا بوسیله یک فرز روند ۱/۲ تمیز نموده و کار را پس از عمل sandblasting در اسید قرار می دهیم تا لایه های اکسیدی موجود در سطح آن برطرف گردد.

کار پس از خارج شدن از اسید، دوباره سندبلاست شده و برای try in به کلینیک فرستاده می شود.

### ساختن post-core ریختگی با استفاده از سیستم پاراپست

در روش conventional دیدید که از گره فلزی و یا پلاستیکی مضر همراه با دورالی یا موم برای تهیه پست استفاده می شد اما در این روش از پست های پیش ساخته موجود در سیستم پاراپست استفاده می شود.

### مراحل لابراتوری چند ریشه ای

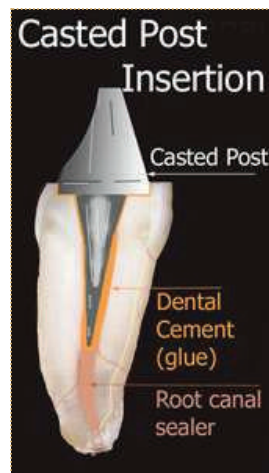
در پست کورهایی که برای دندان های چند ریشه ای ساخته می شوند و دارای سوراخ یا سوراخ هایی در بدنه اکریلی (در امتداد کانال ریشه ها) خود هستند برای حفظ این سوراخ ها در هنگام سیلندر گذاری و ریختن می توان از گرافیت یا مغز مواد و یا میله نیکل- کروم هم قطر سوراخ استفاده نمود و در داخل هر یک از کانال ها یا سوراخ های موجود در کور قرار داد تا از مسدود شدن آنها بوسیله فلز هنگام ریختن طلا یا آلیاژهای دیگر جلوگیری شود.



Different Shapes & Sizes of Prefomed Posts



Lab Processed Cast Post & Core



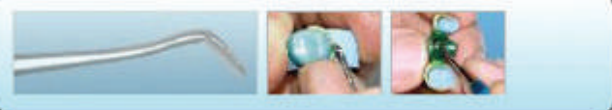



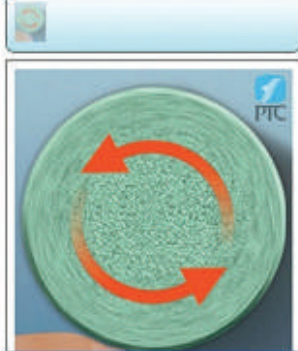

منبع:  
کتاب پروتزهای دندانی شیلینبرگ

## امتیاز ویژه مشترکین ماهنامه

بازرگانی راه مهر تصمیم دارد به منظور ارائه خدمات ویژه به مشترکین ماهنامه از این پس مواد و تجهیزات مورد نیاز آنان را با کمترین هزینه و بهترین کیفیت در اختیار قرار دهد. به همین منظور طبق توافقی که با بعضی از تولیدکنندگان و واردکنندگان دارای نمایندگی انحصاری مواد و تجهیزات دندان پزشکی و دندان سازی به عمل آمده، مقرر گردید اقلام به صورت قیمت درب کارخانه یا پخش عمده به مشترکین ماهنامه واگذار شود. لذا بدین منظور، مشترکین می توانند از این تسهیلات استفاده نمایند و جهت تکمیل اطلاعات و ثبت درخواست اقلام مورد نیاز به وب سایت ماهنامه به آدرس: [www.prodentalmag.com](http://www.prodentalmag.com) مراجعه نمایند.

و نیز جهت اطلاعات بیشتر با شماره تلفن ۶۶۹۱۳۹۴۲ - ۰۲۱ تماس حاصل فرمایند.

Pictural Dictionary

|   |  |
|---|--|
| <p><b>A carver</b></p>   <p><b>Pronunciation</b> _____</p> <p><b>Variation</b> _____</p> <p><b>Definition</b> _____<br/>         A wax carver with a sharp, rounded end used for carving convexities in wax.</p>                      | <p><b>Abrade</b></p>   <p><b>Pronunciation</b> _____<br/>         Uh - brayd</p> <p><b>Variation</b> _____</p> <p><b>Definition</b> _____</p>  |
| <p><b>Abrasion</b></p>  <p><b>Pronunciation</b> _____<br/>         Uh-brye-zhun</p> <p><b>Variation</b> _____</p> <p><b>Definition</b> _____<br/>         The act wearing away a surface by friction. dental restorations are often shaped by abrasion natural teeth wear due to abrasion of the opposing teeth.</p> | <p><b>Abrasive</b></p>  <p><b>Pronunciation</b> _____<br/>         Uh- bray-siv</p> <p><b>Variation</b> _____</p> <p><b>Definition</b> _____<br/>         A substance used to wear away a surface dental abrasive vary rfrom finishing stone and wheels to ultra fine polishing compounds.</p> |

از این شماره صفحه ای بنام Pictural Dictionary با هدف معرفی و کاربرد وسایل و اصطلاحات در رشته پروتز چاپ می شود که از سایت PTC که به وسیله آقای محمد روحبخش تهیه و تنظیم شده.

## تامین امنیت رایانه

### انتخاب پک آنتی ویروس مناسب

محسن ارقد  
مهندس کامپیوتر



با گسترش روزافزون کاربران کامپیوتر و اینترنت حجم داده ها و اطلاعات نیز افزایش چشمگیری پیدا کرد. بالطبع نیاز کاربران به دریافت اطلاعات نیز به وجود آمد. دریافت اطلاعات از اینترنت و یا حافظه های جانبی. همین امر باعث تسریع انتقال ویروس های کامپیوتری در شبکه و کامپیوتر های کاربران گردید. ویروس ها، تروجان ها و بدافزارهای جاسوسی و مخرب هر روز و هر ساعت منتشر می شوند. در این میان برنامه های ضد ویروس و دیواره های آتش ( Firewall ) می توانند سد محکمی در برابر نفوذ آنها به رایانه کاربران باشند. پس آنتی ویروس و فایروال را می توان جزئی جدا نشدنی از رایانه های امروزی دانست. اما مشکل اینجاست که برنامه های زیادی با این هدف تولید شده اند. نرم افزارهایی برای انجام یک منظور اما با قابلیت هایی متفاوت. اینجاست که کاربر در انتخاب یک نرم افزار امنیتی برای رایانه خود دچار تردید می شود. چرا که می بایست از میان این تعداد یکی را انتخاب کند. اغلب نرم افزارهای امنیتی به گونه ای طراحی شده اند که شما نمی توانید از دو برنامه جداگانه و مختلف برای حفظ امنیت سیستم خود استفاده کنید. پس باید یکی را برگزینید. اما انتخابی درست داشته باشید. در این شماره قصد داریم تا فاکتورهای مهم در انتخاب نرم افزار امنیتی مناسب رایانه را بیان کنیم. همانطور که گفته شد شرکت های زیادی اقدام به ارائه بسته های امنیتی نموده اند. اما بر اساس استقبال کاربران و میزان رضایت آنها از این نرم افزارها و همچنین تست های مختلفی که بر روی هر یک صورت می گیرد، هر سال رده بندی برترین آنتی ویروس و بسته های امنیتی اعلام می شود. حتما شما هم تا کنون نام برنامه هایی مثل Norton ، Nod32 ، Avira ، McAfee ، Bitdefender ، Kaspersky و ... را شنیده اید. برنامه هایی که اکثر کاربران ویندوز از آنها برای تامین امنیت سیستم خود استفاده می کنند.

سیستم ما در برابر حملات شود. ما در این مقاله قصد نداریم نحوه استفاده قانونی و یا غیر قانونی را توضیح دهیم. اما تجربه چندین ساله ما در این زمینه نشان می دهد که کاربران می توانند با هزینه اندکی خیال خود را از این بابت راحت کرده و دیگر دغدغه فعالسازی نرم افزار خود را نداشته باشند.

خوشبختانه اکثر آنتی ویروس های خوب در ایران دارای نمایندگی هستند و کاربران میتوانند به سادگی لایسنس های نرم افزار خود را از آنها تهیه کنند. با این کار، نرم افزار هر زمان که شما به اینترنت متصل باشید دیتابیس خود را به روزرسانی کرده و رایانه شما را در برابر ورود فایل های آلوده و حملات هکرها مصون می دارد.

شرکت های امنیتی برنامه های خود را در بسته های جداگانه ایی به فروش می رسانند. مثلا در یک بسته آنتی ویروس و در بسته دیگر فایروال را به صورت جداگانه ارائه می کنند. اما پکیجی هم دارند که تمامی آنچه شما نیاز دارید در آن موجود است. یعنی همان بسته های Security Suite. بنابراین شما میتوانید بسته به نیاز خود هر یک از آنها را خریداری کنید. البته تمامی این شرکت ها یک نسخه رایگان ( Trial ) از نرم افزارهای خود را در سایتشان جهت دسترسی عمومی قرار میدهند. شما میتوانید با مراجعه به وب سایت هر یک، بسته رایگان مورد نظر خود را دانلود کنید و به صورت آزمایشی استفاده کنید و در صورتی که از عملکرد آن راضی هستید اقدام به خرید نسخه تجاری نمایید.



شما می بایست علاوه بر استفاده از آنتی ویروس و فایروال مطمئن و قوی، به صورت حرفه ایی در اینترنت به گشت و گذار بپردازید تا خطر دریافت بدافزارها را به حداقل ممکن برسانید.

### ایمیل های خود را با دقت باز کنید

- \* قبل از باز کردن ایمیل حتما به عنوان (subject) آن دقت کنید.
- \* به هیچ عنوان بر روی لینک های مشکوک کلیک نکنید.
- \* از دریافت کردن فایل های پیوست شده که از طرف فرستنده های ناشناس برای شما ارسال شده است پرهیز کنید.

### تبلیغات اینترنتی

در برخی از وب سایت ها تبلیغاتی وجود دارد که شما را ترغیب می کند تا بر روی آنها کلیک کنید. آنها به نحوی طراحی شده اند که از شما در جهت پیشبرد اهداف خود استفاده می کنند. یکی از این اهداف، نصب برنامه هایی به صورت خودکار بر روی سیستم شما می باشد. اغلب این برنامه ها بدین صورت هستند که با شعار تامین امنیت سیستم شما فعالیت می کنند اما

### اما به راستی تفاوت در چیست؟

همه ی این نرم افزارها برای یک هدف تولید شده اند و آن جلوگیری از نفوذ ویروس و بد افزار به رایانه شما و حتی محافظت از سرقت اطلاعات شما در شبکه و اینترنت می باشد. اما الگوریتم و هوش مصنوعی استفاده شده در هر یک متفاوت است. به عنوان مثال یک برنامه پس از شناسایی فایل آلوده بدون هیچ اختطاری اقدام به پاک کردن آن می کند اما برنامه دیگر به شما اخطار می دهد و از شما می پرسد که چه عملیاتی بر روی فایل مورد نظر انجام دهد.



### میزان استفاده از منابع سخت افزاری

استفاده از منابع سخت افزاری سیستم شما عامل مهم دیگری است که در انتخاب یک آنتی ویروس بسیار اهمیت دارد. اما این به چه معنا می باشد. فرض کنید شما یک کامپیوتر قدیمی دارید و می خواهید یک نرم افزار امنیتی بر روی آن نصب کنید. شما باید از یک آنتی ویروس سبک استفاده کنید تا خللی در کار سیستم شما بوجود نیاید. بسیاری از کاربران پس از نصب برنامه هایی همچون Kaspersky و Bitdefender بر روی سیستم هایی نه چندان قدرتمند از اینکه سرعت رایانه آنها افت کرده گلایه می کنند. معمولا به این کاربران توصیه میشود از نرم افزارهای ساده و سبک تری مثل NOD32 و یا آنتی ویروس رایگان و نوپای مایکروسافت به نام Microsoft Essential Security استفاده نمایند.

### به روز رسانی

نکته بعدی که در انتخاب برنامه های امنیتی باید در نظر گرفته شود این است که، به روز رسانی آنتی ویروس به چه صورت می باشد. به دلیل اینکه روزانه تعداد بیشمار ویروس و بدافزار وارد اینترنت می شود، پایگاه داده نرم افزارهای امنیتی نیز به صورت روزانه و گاهی ساعتی آپدیت می شوند. بنابراین بسیار مهم است که آنتی ویروس شما قابلیت آپدیت شدن داشته باشد. سوالی که در اینجا مطرح می گردد این است که مگر می شود برنامه ایی در این زمینه به روز نگردد و این مشخصه را دارا نباشد؟ در جواب باید گفت که متاسفانه اغلب کاربران به دنبال استفاده غیرقانونی این برنامه ها از طریق دانلود و استفاده از کرک و سریال برای فعالسازی آنها می باشند. این امر باعث می شود در بیشتر اوقات برنامه از کار بیفتد و یا بدرستی عمل نکند. و همین امر باعث بالارفتن ریسک آسیب پذیری

در واقع فقط و فقط باعث بروز اختلال در سیستم شما شده و موجب باز شدن حفره های امنیتی ویندوز شما می شوند.  
بنابراین به هیچ وجه بر روی تبلیغاتی که مشکوک هستند کلیک نکنید. شاید در ظاهر شما به یک صفحه وب منتقل شوید اما در باطن و به صورت مخفیانه بدافزار بر روی سیستم شما نصب می گردد.

### سیستم عامل خود را به روز نگه دارید

ویندوز خود را آپدیت کنید. مایکروسافت به طور مرتب بسته های به روز رسانی خود را برای برطرف نمودن حفره های امنیتی موجود در ویندوز ارائه می کند. بسته های حیاتی آن را حتما نصب کنید.

### مرور گر خود را آپدیت کنید

همیشه از آخرین نسخه های مرورگرهای مدرن استفاده کنید. چنانچه هنوز هم از اینترنت اکسپلورر نسخه ۶ استفاده می کنید آنرا فراموش کرده و به مرورگرهای مدرنی همچون Google Chrome و یا Mozilla Firefox مهاجرت کنید.  
در صورتی که می خواهید از اینترنت اکسپلورر استفاده نمایید حداقل به نسخه ۹ آن آپدیت کنید.

در شماره بعدی در رابطه با امنیت در مرور وب توضیحات جامعی ارائه خواهیم کرد.



## مژده به خوانندگان، مشترکین، مخاطبان ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای

وب سایت ماهنامه به نشانی:

[www.prodentalmag.com](http://www.prodentalmag.com)

راه اندازی و آماده خدمت رسانی می باشد. از این پس مخاطبان ماهنامه می توانند با مراجعه به سایت از امکانات و خدمات ویژه آن بهرمنند گردند.

### (دو صف مشوق)

به مناسبت ایام شهادت حضرت رسول اکرم (ص) و حضرت امام رضا (ع) سروده ذیل مربوط به آقای دکتر حسن درریز دانشیار دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران می باشد که تقدیم به دوستان اهل بیت می شود.

محمد عاشق روی تو، مستیم  
حریم کوی تو عشق است و ایمان  
خداوند دلی جز تو، مستیم  
بر این عشق، تاقیامت با تو، مستیم

سکوه کبریای تو خدایی است  
محمد ای برستی بر پاست  
بهر اسلام تو لطف الهی است  
بدون تو بهر گیتی تنهای است

نسیم بهشت زکوی رضای آید  
محمد است پیامبر که گفته در حقش  
زر اثر او حق را رضای آید  
بهشت واجبست بر هر که از رضای آید

رضاجان سید تو بر سر ماست  
چه کس نغم دارد از کشور ما  
طراط مستقیم تو ره ماست  
علی موسی الرضا پادشاه ماست

حسن درریز

## دومین گردهمایی هم اندیشی اعضا آکادمی تکنولوژیست های پروتز دندان با مسئولین و دست اندرکاران ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای

◀ دومین گردهمایی هم اندیشی اعضا آکادمی تکنولوژیست های پروتز دندان در ۲۳ آذر ماه سال جاری با حضور آقایان: هوشنگ کبریایی مدیر مسئول - علی اکبر یوسفی مقدم سردبیر - محمود مقدم دبیر آکادمی - محمد روحبخش مدیر کانون ایده پردازان و همچنین اعضا آکادمی: آقایان غلامرضا اخلاقی - علی اصغر تاجر بادامچی - ابوالحسن هاشملو - غلامرضا زیاری - محمد رضا آذین - حسین چاقری - علی هاشمی زاده - احمد فهیازی - محسن مینایی - حمید جامه در - منوچهر رشوند - محمد مهدی حبیبی - حمید حدادیان و خانم تهمین باخور در مرکز آموزش ایمپلنت های دندانای Bti برگزار گردید.

ابتدا آقای هوشنگ کبریایی ضمن عرض خیر مقدم و تبیین اهداف و برنامه های آکادمی به سابقه این تفکر اشاره نمود و شکل گیری آنرا باعث مزیت بخشیدن به پیشکسوتان و اهل علم دانست. و بیان داشت که ماهنامه دندان سازان حرفه ای با بنیان گذاری این مهم به بزرگان علم و ادب و هنر ارج می نهد. و آنان را بعنوان پشتوانه خود همراه خواهد داشت. سپس آقای یوسفی مقدم نیز با اشاره به لزوم انتقال تجربیات پیشکسوتان به نسل جوان و تبادل نظر بین آنها آکادمی را بعنوان پایگاه و جایگاه علم و ادب و فن دانست و بر تقویت آن تأکید نمود. در ادامه آقای محمود مقدم نیز با اشاره به علوم روز و تکنیک های جدید و پیچیدگی در حرفه پروتز های دندانای لزوم فراگیری آموزش های لازم را برای ارائه این تکنیک ها ضروری دانست و وجود آکادمی در این برهه زمانی را لازم و اجتناب ناپذیر شمردند. سپس یکایک اعضا به نوبت دیدگاه های خود را بیان و بر تقویت و شکل گیری هرچه بهتر آکادمی تأکید ورزیدند.

آکادمی در لغت و در فرهنگ دکتر معین به معنی (انجمنی مرکب از بزرگان علم و ادب و فن) معنی شده است و این واژه و جمله بسیار زیبنده عزیزی است که چندین دهه از عمر خود را با عزت و بزرگی سپری کرده و با دسترنج خود امرار معاش کرده و با آموزه های علمی به کسب ادب و فرهنگ حرفه ای پرداخته و حاصل کار آنان فن و تخصص است که دارا می باشند.





## پرسش و پاسخ

بخش پرسش و پاسخ از این پس برای عزیزانی بازگشایی می شود که می توانند سئوالات حرفه ای خود را مطرح نموده و پاسخ آنرا از هیأت محترم علمی و پژوهشی یا آکادمی ماهنامه دریافت نمایند.

- سئوالات این شماره از سوی یکی از مشترکین ماهنامه: (کد اشتراک ۱۱۱۵)
- ۱- در مورد ضریب انبساط حرارتی آلیاژ و پودر پرسن C.T.E مقداری توضیح دهید؟
  - ۲- علت حباب زدگی در زیر اوپک روی آلیاژ چیست؟
  - ۳- علت طلایی نشدن آلیاژ بعد از سند بلاست و دیگازه را توضیح بفرمایید؟

جواب سئوالات شما را آقای محمود مقدم، دبیر آکادمی تکنولوژیست پروتز دندان ماهنامه به شرح زیر داده اند:

### جواب سؤال ۱:

ضریب انبساط حرارتی فلز نسبت به پرسن layring باید بیشتر باشد بطور مثال اگر ضریب انبساط حرارتی فلز روی ۱۴/۲ باشد ضریب انبساط حرارتی پرسن بصورت layring حدوداً باید ۱۳/۱ باشد که اینها به عنوان Coefficient thermal expansion (cte) نامیده می شود. هرچقدر این ضریب انبساط حرارتی پرسن به فلز نزدیک تر باشد باید زمان سرد شدن (coling time) را بالا ببریم در غیراینصورت احتمال شکستن وجود دارد. پخته‌های مکرر سرامیک باعث نزدیک شدن cte آن به cte فلز می شود که این موجب ترک می شود.

### جواب سؤال ۲:

- ۱- casting ناقص به علت خلل فرج میکروسکوپی در داخل فلز
- ۲- استفاده از مواد ساینده غیراستاندارد (از قبیل مولت ها - دیسک ها - شن سندبلاست و یا آلوده بودن مواد ساینده)
- ۳- عدم شستشوی کافی و آلوده شدن سطح فریم بعد از سند بلاست یا دگاز

### جواب سؤال ۳:

اصولاً آلیاژهایی که دارای برلیوم هستند معمولاً بعد از دگاز طلایی می شوند اینطور آلیاژها نیازی به سند بلاست ندارند و در صورت سند بلاست شدن به دلیل تغییر سطح شفافیت و طلایی بودن خود را از دست می دهند. آلیاژهای نیکل کروم باید بعد از دگاز با اکسید آلومینیوم سندبلاست شوند. جهت اطلاعات بیشتر به کتابهای Mclean مراجعه نمایید.

جواب سئوالات شما را آقای دکتر حبیب ال... حاج میرآقا، استادیار دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران و از اعضاء مشاورین علمی پژوهشی ماهنامه به شرح زیر داده اند:

### جواب سؤال ۱:

ضریب انبساط حرارتی آلیاژ می بایست کمی بیشتر از پرسن باشد تا در هنگام سرد شدن، پرسن به روی فلز کاملاً نیروی فشاری یا تراکمی (Compressive) وارد کند.

### جواب سؤال ۲:

یکی از مهمترین ویژگی های حباب در داخل اوپک وجود آلودگی های سطح آلیاژ می باشد که ناشی از دگازینگ است.

هشتمین Study club اصفهان به سرپرستی آقای دکتر بنکدارچیان و آقای دکتر صوابی روز جمعه مورخ ۱۳۹۱/۱۰/۰۸ از ساعت ۱۸:۳۰ الی ۱۳ در طبقه سوم نظام پزشکی برگزار گردیده شد سخنرانان این نشست علمی یک روزه جناب آقای دکتر محمد شاه ابویی جراح و متخصص بیماریهای لثه، ایمپلنت و جناب آقای دکتر رامین مشرف متخصص پروتزهای دندانی و ایمپلنت، سخنرانی خود را باعنوانهای:

**Complications Following Implant Surgery**  
**Prosthetic complications with implants supported reconstruction**

آغاز نمودند سخنرانی با بحث و گفتگوی شرکت کنندگان و سخنرانان ادامه پیدا کرد. برنامه بعدی این study club در ۴ اسفند ماه با موضوع:

**The Impact of CAD/CAM in Implant Reconstructive Dentistry and The Relationship Between Dentist and Dental Technician**

در همین مکان برگزار خواهد شد.



## سازمان بیمه سلامت برنامه ای برای بیمه خدمات دندانپزشکی ندارد

سازمان بیمه سلامت در تدوین بسته بیمه پایه درمان، برنامه ای برای پوشش بیمه ای خدمات دندانپزشکی ندارد. عماد... عمادی سرپرست سازمان بیمه سلامت و معاون رفاهی وزارت تعاون، کار و رفاه اجتماعی گفت: آنچه در ایران برای بیمه های پایه تعریف شده است در سطح متوسط روبه بالاست و بیمه های پایه به جز برخی موارد نادر و بسیار گران، خدمات خوبی به بیمه شدگان ارائه می دهند. وی تصریح کرد: در حال حاضر این خدمات توسط بیمه های تکمیلی پوشش داده می شود که امیدواریم با اصلاح تعرفه های درمان چنین خدماتی نیز تحت پوشش بیمه های پایه قرار گیرد. وی تاکید کرد: سازمان بیمه سلامت در حال حاضر برنامه ای برای پوشش خدمات دندانپزشکی در بسته بیمه پایه درمان ندارد.

## رفتار والدین در مواجهه شدن با دندانپزشکی و تأثیر آن در فرزندان کلیدی است

اضطراب و ترس حاصل از مواجهه شدن با دندانپزشک از والدین به ویژه پدران به فرزندان انتقال می یابد. در نشریه بین المللی دندانپزشکی کودکان آمده که: محققان دانشگاه مادرید با بررسی ۱۸۳ کودک ۷ تا ۱۲ ساله در خصوص مراجعه به دندانپزشکی و ارزیابی رفتار خانواده آنها دریافتند مشکل شایع ترس از دندانپزشک در میان کودکان، نتایج انتقال احساس ترس از دندانپزشک در میان اعضای خانواده و نقش های مختلف پدر و مادر است که ممکن است ایفا کنند. نتایج حاصل از این گزارش ضمن تأیید وجود انتقال احساس ترس در میان اعضای خانواده، نقش پدران را در انتقال این هراس در مقایسه با مادران بیشتر دانسته و بیان می کند انتقال ترس از مادر به فرزند و افزایش یا کاهش اضطراب می تواند به وسیله واکنشی که پدر در مقابل مراجعه به دندانپزشکی نشان می دهد تحت تأثیر قرار گیرد. به گفته محققان رفتار والدین در مواجهه شدن با دندانپزشکی و تأثیر آن در فرزندان کلیدی است و در صورت آرام به نظر رسیدن آنها، کودکان نیز آرام می شوند و از طریق یک راه سرایت عاطفی مثبت در خانواده می توان نگرش درستی با مضمون این که مراجعه به دندانپزشکی به هیچ وجه یک مشکل نیست را در کودک به وجود آورد. گفتنی است سطح ترس در میان پدران، مادران و فرزندان بهم پیوسته است و مطالعات قبلی نیز ارتباط بین سطوح ترس والدین و فرزندان را شناسایی کرده اند اما هرگز نقش والدین را در بروز این پدیده مورد بررسی قرار نداده بودند.

## متخصص دندانپزشکی کودکان و نوجوانان

افرادی که دارای پوسیدگی دندان هستند از بوسیدن نوزادان بپرهیزند کسانی که دندان های پوسیده دارند، سعی کنند اطراف دهان نوزادان را نبوسند زیرا باکتری ها یا بزاق آنها وارد دهان نوزاد شده و تا آخر عمر با او می ماند. الهام حسینی متخصص دندانپزشکی کودکان و نوجوانان در زاهدان اظهار داشت: غذا خوردن طولانی مدت کودک با شیشه شیر یا حتی شیر مادر می تواند سبب به وجود آمدن نوعی پوسیدگی زودرس شود که سریع پیشرفت کرده و موجب از بین رفتن تاج دندان ها و ایجاد آبسه روی لثه می شود. وی افزود: قند موجود در شیر یک محیط مناسب رشد میکروب ها را فراهم می کند، از طرف دیگر جریان بزاق دهان که در هنگام خواب کاهش می یابد، باعث کندی شستشو و تخلیه مایعات شیرین از دهان شده و مجموعه این شرایط باعث به وجود آمدن پوسیدگی زودرس در دندان های شیری می شود. این متخصص به مادران توصیه کرد: هرگز مواد قندی اضافی به داخل شیر نوزاد ریخته نشود و پس از استفاده از شیر و قبل از خواب کودک کمی آب از طریق شیشه داده و با یک قطعه گاز یا پارچه نرم مرطوب لثه کودک تمیز شود. حسینی ادامه داد: در اولین فرصت ممکن که معمولاً ۱۲ ماهگی توصیه می شود، شیر را از طریق فنجان به کودک خود بدهند و با رویش اولین دندان از یک مسواک نرم و کوچک و بدون خمیردندان برای تمیز کردن دندان ها استفاده کنند. وی تأکید کرد: هرگز اجازه ندهید کودک با شیشه حاوی مایعات شیرین به خواب برود، شیشه باید در زمانی محدود و فقط برای رفع گرسنگی در دهان باشد. متخصص دندانپزشکی کودکان و نوجوانان همچنین با اشاره به اهمیت معاینه منظم دندان های کودک اذعان داشت: اولین معاینه دندان های کودک باید حداکثر تا یک سالگی باشد و پس از آن معاینات به صورت هر شش ماه یک بار توصیه می شود. حسینی در ادامه افزود: امکان انتقال میکروب های پوسیدگی از دهان بزرگسالان به دهان کودکان وجود دارد و تأکید می شود کسانی که دندان های پوسیده دارند، سعی کنند اطراف دهان نوزادان را نبوسند زیرا باکتری ها یا بزاق آنها وارد دهان نوزاد شده و تا آخر عمر با او می ماند. وی تصریح کرد: استفاده از آدامس توسط مادر می تواند در کاهش انتقال این میکروب های پوسیدگی مؤثر باشد. این متخصص دندانپزشکی خاطرنشان کرد: قطره آهن به خودی خود پوسیدگی را نیست، اما این ماده می تواند سطح دندان ها را زبر کند و زبر شدن دندان ها احتمال گیر غذایی و به دنبال آن پوسیدگی های دندانی را بالا می برد، بنابراین برای خوراندن قطره آهن به کودکان، قطره را با قطره چکان یا سرنگ، ته گلولی او بچکانید و حتماً بعد از آن به او آب بخورانید. حسینی افزود: در ضمن لازم است برای اطمینان از پاک شدن کامل قطره آهن از روی دندان ها، آنها را با یک پارچه یا گاز مرطوب هم تمیز کنید.

## اهداف سال ۲۰۲۰ سازمان جهانی بهداشت تاکید فرارانی بر سلامت دهان و دندان دارد

متولیان حوزه سلامت می‌دانند که در اهداف سال ۲۰۲۰ سازمان جهانی بهداشت برای کشورهای عضو، تاکید فراوانی بر سلامت دهان و دندان و نقش آن در حفظ و ارتقاء سطح سلامت عمومی بدن شده است.

انجمن دندانپزشکی ایران طی بیانیه‌ای اعلام کرد: همان طور که از طریق رسانه‌ها نیز اعلام شده است، طرح پزشک خانواده و نظام ارجاع مبتنی بر احکام برنامه پنجم توسعه کشور در برخی شهرها و استان‌ها آغاز و طبق اظهارات مسئولان وزارت بهداشت تا پایان سال ۱۳۹۱ به سایر شهرها نیز تعمیم داده خواهد شد.

انجمن دندانپزشکی ایران این اقدام وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی را به فال نیک گرفته و امیدوار است تا با استقرار این شیوه از ارائه خدمات سلامت، ضمن کاهش هزینه‌های خدمات بهداشتی و درمان مردم، آثار اجرای مطلوب طرح در ارتقاء سطح سلامت عمومی جامعه نیز متبلور شود.

علیرغم اینکه طی سالیان گذشته برای تهیه دستورالعمل‌ها و نحوه اجرای طرح، جلسات متعدد کارشناسی بین حوزه‌های مرتبط تشکیل نشده است، متأسفانه از مقوله سلامت دهان و دندان غفلت شده به طوری که در ترکیب ۱۷ نفره تیم سلامت، دندانپزشک یا حتی کاردان بهداشت دهان دیده نمی‌شود.

در این میان انجمن دندانپزشکی ایران گفته که: به عبارت بهتر تیم سلامت از پزشکان و کارشناسان حوزه مختلف تشکیل شده به طوری که همه ابعاد سلامت بدن در آن دیده شده است الا سلامت دهان و دندان این در حالی است که بیماری‌های دهان و دندان خصوصاً پوسیدگی دندانی جزو شایع‌ترین بیماری‌هاست و ضرورت آموزش، پیشگیری و مراقبت‌های لازم، آن هم از سنین کودکی، امری اجتناب ناپذیر است.

متولیان حوزه سلامت نیک می‌دانند که در اهداف سال ۲۰۲۰ سازمان جهانی بهداشت برای کشورهای عضو، تاکید فراوانی بر سلامت دهان و دندان و نقش آن در حفظ و ارتقاء سطح سلامت عمومی بدن شده است.

انجمن دندانپزشکی ایران نوشت: بی‌توجهی به این مقوله مهم، آن هم در شرایطی که پس از بستری و دارو، خدمات دندانپزشکی بیشترین هزینه‌های بهداشتی و درمانی مردم را به خود اختصاص می‌دهد و مردم بیش از ۹۰ درصد از هزینه‌های دندانپزشکی را از جیب خود پرداخت می‌کنند بسیار تعجب‌آور بوده و آثار زیانبار جبران‌ناپذیری را بر پیکره نظام سلامت کشور تحمیل خواهد کرد.

در بیانیه آمده است: همواره از مسئولان شنیده می‌شود که سهم پرداخت از جیب مردم در هزینه‌های سلامت بسیار بالا است و بر خلاف احکام برنامه‌های سوم، چهارم و پنجم توسعه نه تنها این رقم به ۳۰ درصد نرسیده بلکه به ۷۰ درصد نزدیک شده است. شاید برای مسئولان جالب باشد که بر اساس آنالیز گزارش مرکز آمار ایران در خصوص هزینه‌های بهداشتی و درمانی خانوار، حدود ۱۵ درصد از هزینه‌های بهداشتی و درمانی مربوط به خدمات دندانپزشکی است که عمده آن توسط مردم پرداخت می‌شود. به عبارت بهتر حدود ۱۵ درصد پرداخت از جیب مردم مربوط به این خدمات است که کاهش آن تاثیر چشمگیری در میزان پرداخت از جیب مردم برای سلامت خواهد داشت.

انجمن دندانپزشکی ایران از مسئولان و متولیان حوزه سلامت درخواست کرد تا ضمن بازنگری در ترکیب تیم سلامت و توجه به جایگاه سلامت دهان و دندان و نقش آن در سلامت عمومی بدن، نسبت به جبران این غفلت تاریخی اقدام کنند.

## قالب گیری های ارتودنسی های نامرئی تقریباً ۳۲۰۰ دلار هزینه دارد

قالب گیری های ارتودنسی ها نامرئی در کشور های خارجی انجام می شود و این ارتودنسی های نامرئی بسیار گران بوده و بین ۲۸۰۰ تا ۳۲۰۰ دلار هزینه دارند.

دکتر فولادی در مورد ارتودنسی نامرئی گفت: این نوع ارتودنسی ها پشت دندان ها قرار گرفته و اگر هم جلوی دندان ها متصل شود به رنگ دندان بوده و قابل مشاهده نیست .

وی افزود: قالب گیری های این ارتودنسی ها نامرئی در کشور های خارجی انجام می شود و این ارتودنسی های نامرئی بسیار گران بوده و بین ۲۸۰۰ تا ۳۲۰۰ دلار هزینه دارند..

دکتر فولادی دندانپزشک در مورد این که چرا به سیم و سایر ابزار های ارتودنسی نیاز می شود گفت: دندان های بعضی افراد ممکن است نزدیک به هم یا روی هم در بیایند یا این که پیچ در پیچ رشد کنند و یا دندان ها فضای کافی برای رشد نداشته باشند در این مواقع است که فک بالا و پایین یک اندازه نبوده و فک بالا آویزان شده و روی فک پایین قرار نمی گیرد در این صورت مشکلی به نام اُوربایت (Overbite) به وجود می آید و وقتی بر عکس آن یعنی فک پایینی بزرگتر از فک بالای باید فرد به آندربایت (Underbite) دچار می شود.

او گفت: عاداتی مثل مکیدن شست و پستانک و افتادن زود هنگام دندان های شیری یا دائم که منجر به بروز اختلالات می شود در این موارد است که دندانپزشک تصور می کند فرد نیاز به سیم یا ابزار اصلاحی دارد و فرد را به متخصص ارتودنسی معرفی می کند.

این متخصص ارتودنسی در پایان اظهار کرد: در ساخت این ابزار از قطعات شفاف استفاده می شود که اگر در درون دهان از جایشان خارج شوند نمی توان پس از مدتی از آنها استفاده کرد و ممکن است لثه ها را دچار مشکل کند.

دندان پزشکان بسیار مایل هستند برای ارائه خدمات شان از افراد پول نگیرند زیرا بدترین نوع رابطه پزشک با بیمار این است که بیمار به محض اطلاع از گرانی هزینه درمان، از ادامه روند درمانی منصرف می شود هفته آغازین شهریور ماه بود که وزیر بهداشت در گفت و گوی با خبرنگاران رسانه ها وعده داد که در مهم ترین طرح ملی کشور یعنی: "پزشک خانواده" خدمات دندان پزشکی هم گنجانده خواهد شد فقط در صورت اجرای این وعده است که امکان کاهش بیماری های دهان و دندان در میان ایرانی ها محقق می شود زیرا بنا بر تایید مسوولان وزارت بهداشت، سطح هزینه های دندان پزشکی در ایران که دولت هم کمترین سهمی در پرداخت آنها ندارد، حتی از هزینه بستری در بیمارستان هم فراتر رفته اما این اتفاق، واقعه ناخوشایندی را موجب شده که به گفته اعضای انجمن علمی دندان پزشکان ایران، بیماران به سادگی از رسیدگی به مشکلات دندانی خود چشم پوشی کرده اما دردهای موضعی و جسمی را با جدیت پیشگیری می کنند و همین امر منجر به افزایش عمق بیماری های دهان و دندان و هزینه های مداوای آنها می شود. دندانپزشکان هم فردی از این جامعه هستند، این توجیه غیرکارشناسانه و کوتاهی دولت در کاستن وزن سنگین بار هزینه بیماری های دهان و دندان، باعث شده در شرایط ضروری، بیماران ناچار به پرداخت ۹۰ درصد از هزینه مداوای بیماری های دهان و دندان از جیب خود باشند. معضلی که از چشم اعضای انجمن علمی دندان پزشکان ایران هم دور نمانده اما آنها با نگاهی به سوی دیگر این وضعیت که کم سابقه و جوان هم نیست، معتقدند دندان پزشک هم فردی از این جامعه است که باید هزینه مطب و زندگی خود را با وجود افزایش ۴۰ الی ۱۰۰ برابری قیمت تجهیزات دندان پزشکی و مالیات و اجاره بها و ... آن هم در حالی که هیچ کمکی از دولت دریافت نکرده و از هر گونه افزایش تعرفه هم منع شده، تامین کند.



ایمپلنت یک درمان لوکس نیست دکتر بیژن اخوان آذری، اعلام کرد: کاشت دندان (ایمپلنت) نباید تنها به عنوان یک درمان زیبایی و لوکس تلقی شود. این درمان گران است اما متأسفانه عده بی به دلیل بی اطلاعی از علت گرانی آن، ایمپلنت را یک درمان لوکس می دانند و متأسفانه مردم هنوز آگاهی مطلوبی از روش درمانی ایمپلنت ندارند. هزینه های دندان پزشکی در ایران ارزانتر از کشورهای دیگر است. وی معتقد است که: هزینه های دندان پزشکی در ایران نسبت به کشورهای دیگر بسیار ارزان است. مصداق این امر هم ایرانیان مقیم خارج هستند که هر ساله برای خدمات دندان پزشکی خود به ایران می آیند و حدود ۳۰ درصد از بیماران دندان پزشکان را تشکیل می دهند زیرا هزینه این خدمات در ایران، کمتر از یک سوم هزینه بی است که باید در کشورهای محل اقامت خود پرداخت کنند.

البته می دانیم که هزینه دندان پزشکی با توجه به شرایط موجود اقتصادی در کشور برای مردم ایران بسیار بالاست اما به هر حال مطب و وسایل دندان پزشکی هزینه بر است. علاوه بر آنکه نوسانات ارز، بر هزینه های دندان پزشکی تاثیرگذار است اما متأسفانه حتی با وجود گرانی ۷۰ الی ۱۲۰ درصدی ارز، دندان پزشک فقط ۲۰ الی ۳۰ درصد بر قیمت خدمات خود می افزاید زیرا ناچار است که با شرایط بیمار پیش برود. کاشت دندان در ایران می تواند نوسان قیمتی در حدود ۱۵۰ هزار الی یک میلیون تومان داشته باشد و متأسفانه در ایران، بیماران نمی دانند چه نوع ایمپلنتی و با چه کیفیتی در دهان آنها کار گذاشته می شود. وی ضمن تایید فقدان پوشش بیمه بی برای خدمات دندان پزشکی در دنیا افزود: «در حال حاضر فقط کشور امارات تا مبلغ صد هزار دلار از هزینه ایمپلنت را تقبل کرده و این نوع خدمات درمانی در کشورهای کانادا و امریکا هم تحت پوشش بیمه نیست و در امریکا، افراد برای جراحی ایمپلنت باید رقمی در حدود دو هزار و ۵۰۰ الی سه هزار و ۵۰۰ دلار هزینه کنند. زیرا هزینه خدمات لابراتوار در امریکا بسیار گران است البته دستمزد یک جراح ایمپلنت هم در امریکا با توجه به اینکه برای فراگرفتن این دانش حدود ۷۰۰ هزار دلار هزینه کرده، چهار برابر این دستمزد در ایران است. وی در اشاره به اهمیت کاشت دندان برای افرادی که دندان خود را از دست می دهند، گفت: کاشت دندان در همان روزهای نخست پس از کشیدن دندان، یک درمان موثر برای دندان از دست رفته خواهد بود. مردم توجه داشته باشند که هزینه بازسازی فک بسیار گران تر از کاشت دندان است متأسفانه اهمیت سلامت دندان ها برای مردم کشورمان درک نشده علاوه بر آنکه هم اکنون ۹۰ درصد هزینه های خدمات دندان پزشکی از جیب مردم پرداخت می شود. دندانپزشکان بسیار مایل هستند برای ارائه خدمات شان از افراد پول نگیرند زیرا بدترین نوع رابطه پزشک با بیمار این است که بیمار به محض اطلاع از گرانی هزینه درمان، از ادامه روند درمانی منصرف می شود.

## رئیس هیئت مدیره انجمن تولید کنندگان تجهیزات پزشکی، دندان پزشکی و آزمایشگاهی؛ کالاهای ایرانی قابل رقابت با برندهای خارجی است

نخستین جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندان پزشکی (IRDEC ۲۰۱۲) که طی روزهای ۲۸ آذر تا یکم دی ماه برگزار شد فرصت خوبی برای تولیدکنندگان ایرانی بود تا بتوانند تولیدات داخلی خود را به صادرات تبدیل کنند.

قاسم آبخضر رئیس انجمن تولیدکنندگان تجهیزات پزشکی، دندان پزشکی و آزمایشگاهی گفت: تولیدکنندگان و واردکنندگان تجهیزات دندان پزشکی برای ارائه توانمندی های این بخش اقدام به برگزاری نخستین جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندان پزشکی (IRDEC ۲۰۱۲) نمودند تا بتوانند نیاز کشور را در سال تولید ملی، کار و سرمای ایرانی را در مقابل تحریم ها به خودکفایی برسانند.

وی در ادامه عنوان کرد: ما باور داریم که صنعت کاران ما با توجه به توانمندی های علمی که در بخش دانشگاهی و آکادمیک دارد به طور قطع می تواند نیازهای این بخش را تامین کند و به خودکفایی کامل در برسد.

آبخضر گفت: بخش تجهیزات پزشکی یکی از بخش های موفق حوزه سلامت بوده که طی سالهای اخیر توانسته به صادرات تبدیل شود و تمامی کالاهای ایرانی نیز قابل مقایسه با تمام برندهای معروف است و می توانیم بگوییم که ما تنها توانسته ایم از خروج ارز در کشور جلوگیری کنیم بلکه توانسته ایم سودآوری ارزی هم داشته باشیم.

رئیس انجمن تولیدکنندگان تجهیزات پزشکی، دندان پزشکی و آزمایشگاهی تصریح کرد: ما اگر نتوانیم از تمام فرصت هایمان استفاده کنیم فرصت ها تبدیل به تهدید خواهد شد به همین دلیل بخش سلامت یکی از صنایع های استراتژیک در کشور است. چرا که با سلامت جسم در ارتباط است و باید این موضوع را در نظر داشت که دارو و تجهیزات پزشکی کمتر از صنعت نظامی نیست.

## رئیس ستاد برگزاری جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندان پزشکی:

### افزایش ۲۰۰ درصدی قیمت تجهیزات دندان پزشکی مطلوب نیست / دولت از تولیدکنندگان حمایت کند

رئیس ستاد برگزاری جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندان پزشکی خواستار تخصیص ارز مرجع به اقلام وارداتی دندان پزشکی بویژه قطعات و مواد اولیه شد و گفت: این در حالی است که در برخی گروهها شاهد افزایش دوپست درصدی قیمت در سطح عرضه بوده ایم، مسلماً هیچ تولیدکننده ای با افزایش قیمت محصولات خود موافق نیست.

مهندس مجید روحی با بیان اینکه جامعه دندان پزشکی کشور نیز از اعمال تحریم های اقتصادی متاثر شده است عنوان کرد: علی رغم تامین نیاز ۶۰ تا ۷۰ درصدی کشور به تجهیزات دندان پزشکی توسط شرکت های داخلی، تولیدکنندگان در زمینه تهیه مواد اولیه و برخی قطعات به کشورهای دیگر وابسته هستند.

وی افزود: البته این وابستگی در تمام دنیا وجود دارد و نمی توان ادعا کرد صد در صد قطعات و تجهیزات مورد نیاز در داخل یک کشور به تولید می رسد. روحی با تأکید بر اینکه تامین نیاز ارزی تولیدکنندگان از جمله مطالبات جدی این گروه است، اظهار کرد: در خواست ما برخورداری از حمایت دولت و تخصیص ارز مرجع حداقل برای اقلام اساسی است. مطابق آمارها هیچ تولیدکننده تجهیزات پزشکی تا کنون از ارز مرجع استفاده نکرده است.

رئیس ستاد برگزاری جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندان پزشکی با اشاره به افزایش قیمت کالاهای دندان پزشکی عنوان کرد: افزایش قیمت در گروه های مختلف متفاوت بوده است اما به طور متوسط شاهد رشد دو برابری قیمت این اقلام در سطح عرضه بوده ایم.

وی تأکید کرد: با این وجود تولیدکنندگان برای کنترل و پایین نگه داشتن قیمت تجهیزات تلاش می کنند، زیرا هیچ کدام به علت کاهش تقاضا موافق افزایش قیمت ها نیستند.

## اولین جشنواره فرهنگی، هنری پروتزهای دندانی در دانشکده دندان پزشکی شهید بهشتی برگزار شد رئیس آموزشکده پروتز:

### جایگاه تکنسین های پروتز را نادیده نگیریم

دکتر مولود رضوانی ریاست آموزشکده پروتز در اولین روز از اولین جشنواره فرهنگی، هنری پروتزهای دندانی ارتقا خلایقیت را یکی از عوامل زمینه برگزاری این جشنواره عنوان کرد و در ادامه با اذعان بر اینکه این جشنواره که برای اولین بار در کشور و با استقبال پرشور دانشجویان برگزار شد گفت: توانمندی تکنسین های پروتز دندانی به گونه ای است که این افراد با کسب مهارت و توانمندی در برخی از موارد جایگاهی برتر از دندان پزشکان را خواهند داشت.

رضوانی در خصوص این جشنواره گفت: این جشنواره در دو قسمت هنرهای تجسمی آزاد و هنرهای حرفه ای برگزار شد. ریاست آموزشکده پروتزهای دندانی بهره گیری ابزارهای پروتز نظیر سیم، موم، اکریل، کچ و ... و ایجاد اشکال و فرم های مختلف توسط دانشجویان این رشته را زمینه ساز رشد خلایقیت های هنری در این رشته عنوان کرد. وی ایجاد فرم دندان های طبیعی و تراش دندان توسط دانشجویان را از دیگر حیطه های تخصصی، هنری دانست. ریاست آموزشکده پروتزهای دندانی جایگاه تکنسین های پروتز را حائز اهمیت برشمرد و افزود: خدمات تکنسین های پروتز باید بیش از پیش مورد توجه باشد و خدمات این تکنسین ها پیشبرنده اهداف دندان پزشکان است.

رضوانی اذعان داشت: دانشجویان کارشناسی ناپیوسته برای اولین بار پروتزهای مگزیلوفیشیال را گذرانده اند که این قضیه حائز اهمیت است. وی در ادامه تصریح کرد: دانشجویان رشته پروتز تا سال ۸۸ مقطع کاردانی بوده اند و از سال ۸۸ به بعد در مقطع کارشناسی ارتقا یافته اند و به طور کلی دانشجویان این رشته به دو دسته تقسیم می شوند، گروه اول افرادی که با اخذ دیپلم وارد دانشگاه شدند و گروه دوم دانشجویان کاردانی که به کارشناسی گرویده اند.

رضوانی از حضور پرشور دانشجویان پروتزهای دندانی و به نمایش گذاشتن خلایقیت های فرهنگی، هنری دانشجویان این رشته اظهار امیدواری کرد و گفت: امیدواریم تکنسین های پروتز دندانی بیش از پیش به باور نقش موثر خود بپردازند.

## عضو هیات علمی آموزشکده پروتز:

### مسئولان "استقلال آموزشکده پروتز" را جدی بگیرند

واگذاری تجهیزات و بستر سازی توانمندی ها مستلزم "استقلال آموزشکده پروتز" در کشور است که مسئولان نباید آن را نادیده بگیرند مهدی نصیبی عضو هیئت علمی آموزشکده پروتز دانشکده دندان پزشکی شهید بهشتی در اولین جشنواره فرهنگی، هنری پروتزهای دندانی گفت: اگر استقلال این آموزشکده حفظ نشود دیگر شاهد حضور تکنسین های ماهر جهت ارائه خدمات سلامت در جامعه نخواهیم بود که این قضیه یک چالش بزرگ محسوب می شود.

وی که طی سی و هفت سال در رشته پروتز به خدمت رسانی مشغول بوده در خصوص دیگر چالش های رشته پروتزهای دندانی گفت: جامعه پروتز در این دانشکده اولویت های خاص خود را دارد، شادمان است ولی چرا نیازمندی های آموزشکده پروتز در اولویت های بعدی قرار گرفته که متأسفانه این قضیه اثر منفی بر عرصه پروتزهای دندانی دارد.

عضو هیئت علمی آموزشکده پروتزهای دندانی در ادامه اذعان داشت: دندان پزشکی که دوره پروتز را گذرانده اگر در تیم خود یک تکنسین متبحر پروتز همراه داشته باشد نتیجه مطلوب تری در کار خود حاصل خواهد کرد.

وضعیت استانداردهای تاسیس آموزشکده پروتز چگونه است؟

وضعیت استانداردهای لازم برای تاسیس آموزشکده پروتز دندان در ایران متأسفانه فاصله زیادی تا استانداردهای بین المللی دارد.

نصیبی در خصوص چالش های دیگر مطرح در عرصه پروتزهای دندانی گفت: دوره های قبل شامل پذیرش دانشجویان در مقطع کاردانی بود ولی در حال حاضر با تجهیز آموزشکده به پذیرش مقطع کارشناسی پرداخته ایم.

وی اظهار داشت: دانشجویان اگر از تجهیزات بروز بهره مند نشوند، دوره چهار ساله کارشناسی آنها مدیریت نمی شود و در این گروه در مواردی شاهد عدم بهره مندی از زمان خواهیم بود.

نصیبی تعداد دانشجو و ارائه خدمات متناسب به آنها را از دیگر اولویت های پروتزهای دندانی برشمرد.

عضو هیئت علمی آموزشکده پروتزهای دندانی انگیزه اساتید در آموزشکده را مطلوب ارزیابی کرد و افزود: امید داریم با حمایت های مادی و معنوی وزارت بهداشت و همچنین دبیرخانه شورای دندانپزشکی نه تنها در ایران بلکه در سطح بین المللی شاهد حضور موفق تکنسین های پروتز کشورمان باشیم. لازم به یادآوری است که در این جشنواره آثار هنری آقای ناصر زرگرزاده از پیشکسوتان پروتزهای دندانی بسیار چشمگیر و هنرمندانه به نمایش گذاشته شده بود، که مورد استقبال بازدیدکنندگان قرار گرفت.

## معاون تحقیقات و فناوری وزارت بهداشت خبر داد:

### حمایت دولت از تولید تجهیزات های تک دندانپزشکی در داخل کشور

معاون تحقیقات و فناوری وزارت بهداشت با اشاره به اینکه در خصوص اعمال سیاستهای حمایتی برای ما تفاوتی بین تجهیزات دندانپزشکی با سایر تجهیزات پزشکی وجود ندارد عنوان کرد: همه اینها در یک قالب مورد حمایت قرار می‌گیرند، بویژه تجهیزاتی که ارزشی بالایی دارند و تولید داخلی آنها صرفه جویی قابل توجهی به همراه خواهد داشت.

دکتر مصطفی قانعی با بیان اینکه تولید تجهیزات پزشکی در قالب طرح‌های کلان ملی میان معاونت فناوری ریاست جمهوری و معاونت تحقیقات و فناوری وزارت بهداشت به امضا رسیده است گفت: اقلامی که بالاترین ارزشی را برای کشور داشتند، در قالب اولویتهای مورد نیاز اعلام شده‌اند. برای نمونه دستگاه شتاب دهنده خطی که ارزشی و تکنولوژی بالایی دارد، اکنون مورد حمایت است. تولید داخلی برخی تجهیزات نظیر دستگاههای بیهوشی باعث صرفه جویی قابل توجه ارزی می‌شود.

وی افزود: در حال حاضر و در مواردی که فردی تمایل داشته باشد دستگاهی را از روند واردات خارج کرده و به تولید داخل تبدیل کند، پروژه مورد نظر را به معاونت تحقیقات ارائه می‌دهد. پس از انجام کارشناسی، این طرح در حضور نمایندگان وزارت بهداشت و ریاست جمهوری بررسی شده و مورد تایید و حمایت دولت قرار می‌گیرد.

قانعی با اشاره به اینکه در خصوص اعمال سیاستهای حمایتی برای ما تفاوتی بین تجهیزات دندانپزشکی با سایر تجهیزات پزشکی وجود ندارد و همه اینها در یک قالب مورد حمایت قرار می‌گیرند، عنوان کرد: حدود دو ماه گذشته یک گردهمایی با حضور دست اندرکاران حوزه تجهیزات دندانپزشکی برگزار شد که طی آن بنا شد پروژه‌های تولیدی به معاونت تحقیقات فناوری ارائه شوند و پس از طی مراحل کارشناسی مورد حمایت قرار بگیرند. معاون تحقیقات و فناوری وزارت بهداشت با بیان اینکه علاوه بر تولید و رفع نیاز داخلی تجهیزات در برخی اقلام دندانپزشکی، صادرات هم صورت می‌پذیرد گفت: هنوز طرح‌های تحقیقاتی در خصوص تجهیزات دندانپزشکی واصل نشده‌اند. البته یک پروژه مربوط به ایمپلنت مطرح شد که مراحل کارشناسی را طی می‌کند.

قانعی درباره لزوم حمایت از تولیدکنندگان تجهیزات دندانپزشکی در کشور و با اشاره به برگزاری نخستین جشنواره کارآفرینان تولید و تجارت دندانپزشکی عنوان کرد: از یک سو اگر دستگاهی تولید داخل باشد، با تعرفه‌هایی که اعمال می‌شود خواه ناخواه فضای کسب و کار را برای تولید کننده داخل فراهم می‌کند. از طرف دیگر چنانچه تجهیزاتی فناوری بالا داشته باشد، وزارت بهداشت هم در جریان اجرای پروژه با پرداخت وامهای قرض الحسنه از آن حمایت می‌کند.

## مواد دندانی معروف به "هیدروکسی آپاتیت" استخوان سازی را تحریک می کند

دبیر علمی نخستین کنگره بین المللی بیومواد دندانی گفت: دسته ای از بیوسرامیکها (مواد سرامیکی زیست سازگار) معروف به "هیدروکسی آپاتیت" علاوه بر سازگاری با بدن، پروسه استخوان سازی را هم تحریک می کند.

دکتر تبسم هوشمند اظهار کرد: بیومواد دندانی (زیست مواد دندانی) موادی هستند که برای جایگزینی تا ترمیم و بازسازی انساج تخریب شده دندانها و بافتهای مجاور به کار می روند. به همین دلیل است که امروزه در این زمینه حیطة ای به نام "دندان پزشکی رژنراتیو" یا بازسازی شونده مطرح شده است. همچنین اخیرا با بکارگیری تکنولوژی نانو بسیاری از بیومواد دندانی به صورت نانو مواد تهیه می گردند.

عضو هیئت علمی دانشکده دندان پزشکی تهران این دسته مواد را شامل انواع گوناگونی از مواد مورد استفاده در پروتزهای دندانی، ترمیمهای دندان، ارتودونسی، معالجه ریشه، ایمپلنتهای دندانی و انواع گرفت ها برشمرد و افزود: انواع داربست های مورد استفاده در مهندسی بافت نیز از این دسته هستند.

این متخصص مواد دندانی در ادامه توضیح داد: بیومواد دندانی (زیست مواد دندانی) برای محیط دهان و بدن بیمار سازگار است و با قرار گرفتن در محیط دهان پاسخ بیولوژیک مناسب را ایجاد می کند.

هوشمند گفت: بیومواد دندانی به صورت موضعی و سیستمیک در بدن بیمار التهاب، آلرژی و یا سمیتی ایجاد نمی کند. گاه در گرفت ها (پیوندها)، این مواد از استخوان خود بیمار، استخوان گاو یا سایر گونه های حیوانی تهیه می شوند.

وی با بیان اینکه طیف وسیعی از مواد، زیست مواد دندانی (بیومواد دندانی) را تشکیل می دهند، افزود: این مواد شامل سرامیک، فلزات (تیتانیوم) و نیز موادی به اسم کامپوزیت هستند.

دبیر علمی نخستین کنگره بین المللی مواد دندانی ادامه داد: بیوسرامیک ها (زیست سرامیکها) مواد سرامیکی خنثی هستند که هیچ ماده ای را آزاد و جذب نمی کنند و سازگار با بدن هستند که امروزه با مشخص شدن خواص مطلوب آنها به عنوان بيو مواد کاربرد وسیعی در زمینه های مختلف بیوپزشکی یافته اند. دسته ای از بیوسرامیکها به اسم "سمان های کلسیم فسفات" علاوه بر دندانپزشکی درارتوپدی هم کاربرد دارند که سبب تحریک استخوان سازی می شوند و معروفترین آنها "هیدروکسی آپاتیت" است.

این دندان پزشک و متخصص مواد دندانی از دانشگاه شفیلد انگلستان افزود: این مواد برای بدن قابل تحمل هستند و در بدن واکنشهای ناخواسته، آلرژی و سمیتی ایجاد نمی کنند. از مواد "هیدروکسی آپاتیت" علاوه بر ساخت انواع گرفتها، در تهیه پوششهای ایمپلنت برای استخوان سازی مطلوب تر و نیز ساخت داربست در مهندسی بافت استفاده می شود.



## رابطین ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای در استان ها

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- لابراتوار پارسیل  
موبایل: 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  
موبایل: ۰۹۱۹۹۲۳۵۱۶۱

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

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 شهرو قدیم- جنب بانک صادرات - ساختمان دکتر رفیع زاده- طبقه پایین- لابراتوار 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  
موبایل: ۰۹۱۱۳۱۳۲۰۶

ادامه در صفحه بعد

# اشتراک

محل دندان سازان حرفه ای

هزینه اشتراک شش ماهه با پست سفارشی ۲۰۰۰۰۰ ریال

← هزینه اشتراک یکساله با پست سفارشی ۴۰۰۰۰۰ ریال

← هزینه اشتراک یکساله بین المللی ۶۰\$

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.

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

شش ماهه

یکساله

تاریخ و امضاء

← شروع اشتراک از شماره:

## رابطین ماهنامه بین المللی دندان سازان حرفه ای در استان ها

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: ۰۹۱۱۳۹۲۳۸۰

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  
موبایل: 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  
موبایل: 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

دوازدهمین کنگره بین المللی انجمن پروستودونت‌تپست های ایران

12th INTERNATIONAL CONGRESS OF IRANIAN ASSOCIATION OF PROSTHODONTISTS

تاریخ: ۲۶-۲۹ شهریور ۱۳۹۱

مکان: هتل المپیک تهران  
Olympic Hotel Tehran  
19-13 Jan 2013  
WWW.IAPR.IR  
INFO@IAPR.IR

توضیحات

علاقه مندان ثبت نام در کنگره می بایست مبلغ مورد نظر (درج شده در جدول زیر) به شماره کارت ذکر شده واریز و فیش واریزی را به همراه فرم تکمیل شده ثبت نام به شماره: ۸۸۲۸۸۸۴۱-۰۲۱ فاکس یا به آدرس: تهران، کوی نصر (کیشا)، خیابان شهید علیایی (پیروزی غربی)، پلاک ۹۰ ارسال نمایند.

شماره کارت ۶۲۱۹۸۶۱۰۰۶۵۳۲۱۴۶ بانک سامان  
به نام دکتر کاوه سیدان و دکتر غلامرضا غزنوی

| روز انتخابیه | تا تاریخ ۱۳۹۱/۱۰/۱۰ | گروه                       |
|--------------|---------------------|----------------------------|
| ۱۷۰۰۰۰۰۰     | ۱۲۰۰۰۰۰۰            | متخصصین                    |
| ۱۷۰۰۰۰۰۰     | ۱۲۰۰۰۰۰۰            | دندانپزشکان عمومی          |
| ۵۰۰۰۰۰۰۰     | ۴۰۰۰۰۰۰۰            | دستیاران تخصصی و تکنسین ها |
| ۵۰۰۰۰۰۰۰     | ۴۰۰۰۰۰۰۰            | بهداشت کاران               |
|              |                     | دانشجویان                  |

ثبت نام شامل موارد زیر است:

- حضور در سالن اصلی کنگره
- و نمایشگاه مواد و تجهیزات دندانپزشکی
- پذیرایی میان وعده
- شرکت رایگان در تمامی کارگاه ها
- و اعطای سرتیفیکیت کارگاه
- اعطای ۱۲ امتیاز مداوم و ۱۰ امتیاز مدون (در صورت حضور در پیش کنگره، سه شنبه ۲۶ دی ماه ۱۳۹۱)

فرم ثبت نام دوازدهمین کنگره علمیه انجمن پروستودونت‌تپست های ایران

نام و نام خانوادگی:

کدملی:

شماره نظام پزشکی:

تلفن مطب:

تلفن همراه:

تخصصیات (آخرین مدرک دانشگاهی):

ایمیل:

آدرس:

برای کسب امتیاز، عضویت در سامانه وزارت بهداشت به نشانی اینترنتی

[www.ircme.ir](http://www.ircme.ir)

الزامی است، در غیر اینصورت امکان ثبت امتیاز وجود ندارد.

شورای برگزاری کنگره

|                       |                                     |
|-----------------------|-------------------------------------|
| دکتر مجید ناصر خاکی   | کمیته بین الملل                     |
| دکتر پخشان نادری      | کمیته بین الملل                     |
| دکتر مهدوی ایزدی      | کمیته نمایشگاه                      |
| دکتر شفیق جعفری       | کمیته نمایشگاه                      |
| دکتر فریده گرامی پناه | کمیته تحقیق پژوهش و تآوری           |
| دکتر نیکانه معماری    | کمیته تحقیق پژوهش و تآوری           |
| دکتر لیلا صدیقی پور   | کمیته ثبت نام                       |
| دکتر سولماز اسکندریون | کمیته ثبت نام                       |
| دکتر رضا تاجیدی       | کمیته ثبت نام                       |
| دکتر مرصیه علی خاصی   | کمیته پوستر                         |
| دکتر امیر فیاضی       | کمیته پوستر                         |
| دکتر عزت آلاجلان      | کمیته پوستر                         |
| دکتر نورلی نشاراد     | کمیته کارگاه ها و برنامه های علمی   |
| دکتر روزبه مسری منشی  | کمیته کارگاه ها و برنامه های علمی   |
| دکتر ساره حبیب زاده   | کمیته نشریات                        |
| دکتر افسانه اخوان نقی | کمیته نشریات                        |
| دکتر حاجی میرافا      | کمیته اطلاع رسانی                   |
| دکتر مجید ساحلی       | کمیته اطلاع رسانی                   |
| دکتر فریدون برنیا     | کمیته اطلاع رسانی                   |
| دکتر حکمت یزدی        | کمیته آموزش تکنولوژی نوین دندانسازی |
| دکتر مرتضی نیکومدل    | کمیته آموزش تکنولوژی نوین دندانسازی |
| دکتر علی قاجار        | کمیته آموزش تکنولوژی نوین دندانسازی |
| دکتر محمود کاظمی      | کمیته مسعنه بصری                    |
| دکتر پیمان هاشمی      | کمیته مسعنه بصری                    |
| دکتر محمود عالی       | کمیته هماهنگی و مراسم               |
| دکتر آرژا مفاخری      | کمیته هماهنگی و مراسم               |
| دکتر علی اکبر رضایی   | کمیته بازآموزی مداوم                |
| دکتر حسین نجفی        | کمیته بازآموزی مداوم                |
| دکتر محمودرضا مینبی   | کمیته بازآموزی مداوم                |
| دکتر امین فراغت       | کمیته اجرایی پائل ها                |
| دکتر محمد حسن سالاری  | کمیته نظارت و پیگیری                |
| دکتر ارش زرخش         | کمیته نظارت و پیگیری                |

هیأت مدیره انجمن

|                             |                      |
|-----------------------------|----------------------|
| رئیس هیأت مدیره انجمن       | دکتر کاوه سیدان      |
| خزانه دار و نائب رئیس انجمن | دکتر غلامرضا غزنوی   |
| دبیر انجمن                  | دکتر مجید ناصر خاکی  |
| عضو                         | دکتر مهدی جوان       |
| عضو                         | دکتر لیلا صدیقی پور  |
| بازرس                       | دکتر محمد حسن سالاری |
| رئیس هیأت مدیره انجمن       | دکتر کاوه سیدان      |

مستولین کنگره دوازدهم

|                   |                     |
|-------------------|---------------------|
| رئیس کنگره        | دکتر علی تاجرنیا    |
| قائم مقام کنگره   | دکتر.....           |
| دبیر علمی کنگره   | دکتر پارسا آنتی رزم |
| دبیر اجرایی کنگره | دکتر مهدی جوان      |
| دبیر مالی کنگره   | دکتر غلامرضا غزنوی  |

لیست کارگاه های علمیه

- مشکلات بیج در ایمپلنت
- قالب گیری اورتوچرمتکی بر ایمپلنت
- ساخت رستوریشن موقت
- ساخت پست و کور ریختگی
- فایبر پست
- طراحی ایجننت ها
- تراش و قالب گیری پروتز ثابت
- روشهای فلایگری در ایمپلنت
- TMD و روشهای ساخت ثابت تارد
- سافت لاینر
- انتخاب رنگ
- طرح درمان ( پروتز - بریو - اندو )
- Computer assisted implantology
- طراحی پروتز با روگرد زیبایی
- رستوریشن های تمام سرامیک
- لامینیت
- اکوزن
- طراحی پارسیل

شرکت در کارگاه ها برای همکاری که در کنگره ثبت نام نموده اند بصورت رایگان می باشد.

پیام رئیس دوازدهمین کنگره

کنگره علمی انجمن پروستودونت‌تپست های ایران همواره و خصوصا در سالهای اخیر بزرگترین اجتماع علمی پس از کنگره سالیانه انجمن مادر بوده است. گستردگی رشته های پروتزهای دندان، روحیه آموختن در اساتید این رشته در کشور، کاربردی بودن و علاقه دندانپزشکان عمومی به درمانهای پروتز و اهتمام هیأت مدیره انجمن به برنامه ریزی های مناسب از بهترین عوامل استقبال از کنگره انجمن پروتز می باشد. امسال اگرچه مقدمات کنگره دوازدهم بلافاصله پس از کنگره یازدهم آغاز شد، لیکن وجود کنگره و همایش بزرگ علمی در مهر و آبان امسال باعث شد هیأت مدیره و شورای برگزاری متعهدانه و برای برهیز از هرگونه تداخل و تأثیر بر کنگره های مذکور فعالیت رسمی خود را دیرتر آغاز نماید.

با این وجود اطمینان دارم که با حمایت همکاران متخصص و دندانپزشکان عمومی در سراسر کشور کنگره ای پر بار خواهیم داشت. همزمانی کنگره دوازدهم انجمن پروستودونت‌تپست های ایران با پنجاهمین سالگرد تاسیس انجمن دندانپزشکی ایران فرصتی برای یادآوری نقش قدیمی ترین و بزرگترین تشکل پزشکی کشور و گرمیادداشت بایان این یادگار ارزشمند است. برای پاسداشت کار نیک ایشان کنگره دوازدهم را به نام مرحوم حسین نواب که از اعضای موسس و بنیانگذار جامعه دندانپزشکی ایران بودند نام نهادیم که این اندک سیاسی باشد از کسانی که با کاشتن نهالی کوچک، امروز درختی پربار و تنومند را به نظاره نشسته اند. از کلیه اساتید، دندانپزشکان، بهداشتکاران، تکنسین ها، دانشجویان و مدیران شرکت های بازگانی دعوت می نمایم با ایراد سخنرانی، ارائه پوستر، مشارکت در نمایشگاه و شرکت در این محفل علمی بر رونق آن بیافزایند.

شورای برگزاری کنگره دوازدهم حضور سبزتان را به انتظار نشسته اند.

با شایسته ترین احترامات  
دکتر علی تاجرنیا

for their assistance.

### References

1. Tucker TN (1981) Allergy to acrylic resin denture base. *J Prosthet Dent* 46, 602.
2. Basker RM, Hunter AM, Highet AS (1990) A severe asthmatic reaction to poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Br Dent J* 169, 250-251.
3. Kedjarune U, Charoenworakul N, Koontongkaew S (1999) Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J* 44, 25-30.
4. Vilaplana J, Romaguera C, Cornellana F (1994) Contact dermatitis and adverse oral mucous membrane reactions related to the use of dental prostheses. *Contact Dermatitis* 30, 80-84.
5. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE (2003) Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *J Prosthet Dent* 90, 190-193.
6. Leggat PA, Kedjarune U (2003) Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. *Int Dent J* 53, 126-131.
7. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH (2004) Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater* 20, 133-141.
8. Faot F, Costa MA, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RCM (2006) Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *J Prosthet Dent* 96, 367-373.
9. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD (1999) The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 26, 185-194.
10. John J, Gangadhar SA, Shah I (2001) Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 86, 424-427.
11. Matthews E, Smith DC (1955) Nylon as a denture base material. *Br Dent J* 98, 231-237.
12. Watt DM (1955) Clinical assessment of nylon as a partial denture base material. *Br Dent J* 98, 238-244.
13. Munns D (1962) Nylon as a denture base material. *Dent Pract Dent Rec* 13, 142-146.
14. Hargreaves AS (1971) Nylon as a denture-base material. *Dent Pract Dent Rec* 22, 122-128.
15. Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI (2005) Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil* 32, 65-71.
16. MacGregor AR, Graham J, Stafford GD, Huggett R (1984) Recent experiences with denture polymers. *J Dent* 12, 146-157.
17. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J (1986) The use of nylon as denture-base material. *J Dent* 14, 18-22.
18. Yamauchi M, Yamamoto K, Wakabayashi M, Kawano J (1990) In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. *Dent Mater J* 9, 19-24.
19. Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD (1998) Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 26, 577-583.
20. Barbeau J, Séguin J, Goulet JP, de Koninck L, Avon SL, Lalonde B, Rompré P, Deslauriers N (2003) Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95, 51-59.
21. Bollen CML, Papaioannou W, van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D (1996) The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 7, 201-211.
22. Quirynen M, Bollen CML, Papaioannou W, van Eldere J, van Steenberghe D (1996) The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 169-178.
23. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997) Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 13, 258-269.
24. Jefferies SR (2007) Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am* 51, 379-397.
25. Kuhar M, Funduk N (2005) Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent* 93, 76-85.
26. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Lou Q, Thompson G (2006) Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont* 15, 180-186.
27. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D (1990) The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 17, 138-144.
28. Oliveira LV, Mesquita MF, Henriques GEP, Consani RLX, Fragoso WSF (2008) Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthodont* 17, 308-311.

is satisfactory to be used in the oral cavity. It is notable, however, when comparing the two polished surfaces that the polished polyamide is still noticeably rougher (>3 times) than the acrylic after polishing but within the accepted norm for safe use.

### Discussion

It is important that the surface roughness of materials used for dental prostheses are determined before their use in the mouth. Rougher surfaces can cause discoloration of the prosthesis, be a source of discomfort to patients and it may also contribute to microbial colonization and biofilm formation. Bacterial and fungal species have more of a propensity to adhere to rough denture base materials (19,27). Previous studies suggest a threshold level of surface roughness of dental materials used in the oral cavity of  $Ra = 0.2 \mu m$  where no further reduction in plaque accumulation is expected under that level (21,23,27). In the absence of controlled clinical studies on the surface roughness threshold for PMMA and polyamide, it was considered appropriate to accept the threshold  $Ra = 0.2 \mu m$  in order to explain the results of this study.

The conventional polishing technique comprising of a wet cloth wheel and a slurry of pumice followed by polishing with high shine buff produced polished acrylic and polyamide surfaces which is below the accepted threshold ( $Ra = 0.2 \mu m$ ). It is difficult to make direct comparisons of Ra values with other studies because of disparities in the experimental procedures, methodology used for polishing as well as measuring the surface roughness, and differences in the type of PMMA materials used. The conventional polishing technique and contact profilometers to obtain the Ra values have been used by other investigators and the results of the present study are approximately comparable and lie within the range reported (25,28).

Polyamide specimens produced a rougher surface than PMMA both before and after polishing. The unpolished polyamide surface may have been affected by some degree of disintegration of the mould surface which is heated to a higher temperature than with the PMMA and also due to the pressure during injection moulding (14). The difference in Ra values of polished surfaces of PMMA and polyamide were found to be statistically significant. This may be due to the differences in the physical properties of the materials. Polyamides have been reported as being difficult to finish and polish due to their low melting temperature, and early researchers recommended careful wax-up and minimal adjustment to the dentures after processing (13). Fraying at the margins of the polyamide specimens was noticed occasionally during polishing of

the samples in this study which may have occurred due to overheating of the surface and exposure of fibres. Furthermore the rate of cooling of processed polyamide affects the surface properties and it has been mentioned that very slow cooling produces a strong and relatively stiff material but also a rough surface (14). Maintenance of a smooth surface of the mould cavity would be beneficial to improve the surface quality of polyamide where trimming is not required as in clasps. The injection moulding temperature, pressure and the cooling rate has to be standardized for optimal qualities of the denture surface. The propriety nature of the ingredients used in the polyamide considered in this study makes it difficult to comment further on the influence of the chemical and physical properties on the surface roughness after polishing.

Despite the acceptable Ra value of conventionally polished polyamide as shown in this study, it is noteworthy that the polishing of this material in clinical practice would be performed in different conditions. For example, polishing is not always performed on completely flat surfaces and the recommended speed and the pressure of a rotating polisher are difficult to standardize. Therefore, a higher variability of Ra values may be expected in clinical practice. Operator variability could also occur though it was not investigated in this study. Manufacturer's recommendations for polyamide suggest the material can be used as partial denture framework including clasps, due to its flexural properties. In such a circumstance, a lathe polishing system may not be able to adequately polish all surfaces of the clasps, major and minor connectors. Further investigations with controlled load application, velocity, and duration of motion and the effect of different interfacial media (polishing pastes and liquids) are needed to improve the surface roughness of polyamides. Effects of polishing with fine diamond impregnated rubber points/cups under low pressure and the use of lubricants to minimize heat production during polishing also need to be investigated. From a material aspect the bonding of the polyamide to the matrix and the particle size itself needs to be considered. Within the limits of this study, the conventional polishing technique used for PMMA provided a polyamide surface roughness below the accepted threshold Ra value. However laboratory and clinical studies are necessary to investigate whether this is sufficient to prevent bacterial and fungal colonization of the polyamide surface.

### Acknowledgments

Our thanks are due to Clay Taylor and Ronn Taylor (Technical officers, Melbourne Dental School, University of Melbourne) and Paul Jones (Technical Officer, School of Electrical and Computer Engineering, RMIT University)

surface variations, usually measuring from 10 nm to 1 mm. The height position of the diamond stylus is converted to a digital signal which is stored and displayed. The stylus tip radius of the machine used was 2.5  $\mu\text{m}$  with a scan length range of 0.5 mm. Three 0.5 mm scans were performed on each study sample after manually approximating its centre point. A 2 mm distance separated each reading. The stylus was set to read at 0.20 mm per second with a force of 0.5 mg over a 100  $\mu\text{m}$  range. The stage of the instrument on which the specimens were mounted was manually tilted to obtain a level reading. Measurements were calculated over the entire length of the scan. Using the 'Least Squares Fit' method, the zero line was set as a baseline. The profilometer generated the Ra values for the selected areas of samples in angstroms which were converted into SI unit  $\mu\text{m}$ . All measurements were carried out by the same researcher.

### Statistical analysis

The data set constituted Ra values of 3 locations each on 10 samples for the polished and unpolished surfaces of the two materials. Two-way analysis of variance (ANOVA) was performed at  $\alpha < 0.01$  to evaluate and compare the two surfaces of the two materials (Polyamide and PMMA). Mean Ra values and the standard errors (SE) around the mean were also calculated. The confidence limits around the calculated means were derived using the following expression:  $\text{Mean} \pm t_{\alpha} (s / \sqrt{(N - 1)})$ . The  $t_{\alpha}$  is t value at a given confidence level (2-tailed) i.e. 0.01;  $s$  is standard deviation; and  $N$  denotes the number of items. The data analysis was carried out using SPSS Statistical Package (Version 18, Chicago, IL, USA).

### Results

The individual Ra values when plotted show variations within the 3 locations of each sample and within the 10 samples of each of the two materials before and after polishing (Fig. 1).

The two-way ANOVA (Table 1) indicates that the Ra values varied significantly depending on the denture materials (Polyamide, PMMA) ( $P < 0.01$ ) and the surface treatments (Unpolished and polished) ( $P < 0.01$ ). There was no significant interaction between materials and surfaces, indicating that the effect of one factor was not

dependent on the other. However the surfaces of the materials before polishing were not significantly different in terms of Ra (One-way ANOVA,  $F = 2.235$ ,  $P = 0.14$ ), varying by 0.12  $\mu\text{m}$  on average. The polished surface of the two materials did differ significantly (One-way ANOVA,  $F = 200.362$ ,  $P < 0.001$ ).

The average Ra value of PMMA before polishing was  $0.995 \mu\text{m} \pm 0.12$  (Mean  $\pm$  S.E.) which was reduced more than 20 times to  $0.046 \mu\text{m} \pm 0.007$  after polishing. This level of smoothness is much lower than the accepted norm of 0.2  $\mu\text{m}$  Ra, and allows it to be used safely within the mouth and with less chances of bacterial colonization on the surface, and discomfort to the patient.

The average Ra value of the unpolished polyamide was  $1.111 \mu\text{m} \pm 0.178$ , only about 0.12  $\mu\text{m}$  higher than the unpolished acrylic surface. The average Ra value of the polyamide samples after being polished with the lathe was  $0.146 \mu\text{m} \pm 0.018$ . It is important to note that this value is also under the threshold of the accepted norm of 0.2  $\mu\text{m}$ . This suggests that polyamide when polished with a lathe

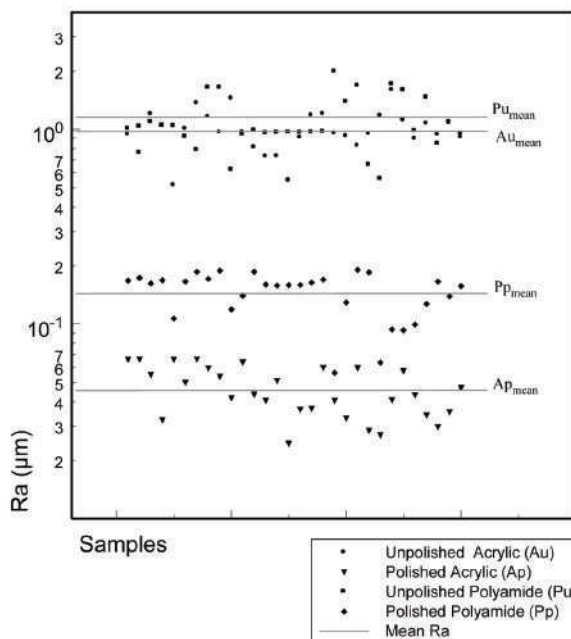


Fig. 1 Ra values measured from polished and unpolished surfaces of polyamide and acrylic samples.

Table 1 Two-way ANOVA for Ra

|                   | Sum of Squares | df  | Mean Square | F       | P       |
|-------------------|----------------|-----|-------------|---------|---------|
| Denture materials | 0.352          | 1   | 0.352       | 7.707   | 0.006   |
| Surfaces          | 27.482         | 1   | 27.482      | 602.001 | < 0.001 |
| Interaction       | 0.002          | 1   | 0.002       | 0.041   | 0.840   |
| Residual          | 5.296          | 116 | 0.046       |         |         |

could engage undercuts of a certain degree with improved denture retention but with less tooth modifications. It is also reported as providing overall comfort to patients (16,17). It is a good alternative for patients who have sensitivity to PMMA monomer. However, due to the low melting point of polyamides, operators have found it difficult to provide a satisfactory polish. Wax-up of the denture had to be performed carefully to avoid excessive trimming by burs (13). Wet polishing is deemed necessary and even then on visual inspection the surface gloss appears less compared to the PMMA counterparts.

The surface properties of any denture base material is of particular concern as studies of denture base materials have shown a direct link between surface roughness, the accumulation of plaque and the adherence of *Candida albicans* (18,19). Increased presence of *Candida* species are reported in denture related stomatitis (20). A clinically acceptable threshold level of surface roughness (Ra) of 0.2  $\mu\text{m}$  where no further reduction in plaque accumulation is expected in prosthetic and dental restorative materials has been discussed in the literature (21-23). The surface roughness of dental materials including acrylic denture base materials is influenced by either mechanical or chemical polishing techniques. Mechanical polishing using abrasives is intended to produce wear of the surface in a selective controlled manner thereby reducing the surface roughness of the material (24). It has been shown that mechanical methods using pumice and lathe polishing of PMMA provides an average Ra value below the threshold of 0.2  $\mu\text{m}$  (25). Berger et al. (26) have also compared several polishing techniques and concluded that the conventional polishing technique provides a better PMMA surface even though the Ra value in this study is much higher than the threshold. Wet polishing of polyamide has been recommended as necessary by the manufacturer. The present study investigated the efficacy of a standard polishing technique on the surface roughness of a polyamide and compared it with polished surfaces of PMMA.

## Materials and Methods

A polyamide material (Flexiplast, Bredent GmbH & Co KG, Senden, Germany) was tested and compared with PMMA (Vertex RS, Vertex-Dental BV, Zeist, The Netherlands). A polyvinylsiloxane (PVS) (Extrude, Kerr Manufacturing Co, Romulus, MI, USA) mould was constructed by making an impression of two glass microscope slides glued together embedded in a plastic container. From this, a series of wax samples (Dental Wax, Lordell Trading Pty Ltd, Wetherill Park, New South Wales, Australia) were fabricated, each measuring 75  $\times$  22  $\times$  4 mm. Ten samples were invested in dental stone

(Unident Yellowstone, Unident Pty Ltd, Thomas Town, VIC, Australia) and plaster (Dental Plaster, Boral Australia Gypsum Ltd, Port Melbourne, VIC, Australia), and processed in PMMA using a polymerization unit (Kavo EWL 5501, Kavo Elektrotechnisches, Leutkirch, Germany) with a short curing cycle. Another ten wax samples were similarly invested in dental stone and processed in polyamide following the manufacturer's instructions. An injection moulding machine (Polyapress, Bredent GmbH & Co KG) was used with injection pressure of 720-750 kPa at 220°C and a pre-heating time of 15 min. Any irregularities and sprues (in polyamide samples) were removed with a tungsten carbide bur (Cross-cut, coarse - ISO No. 500104237065, Bredent GmbH & Co KG) at 18,000 rpm. All samples were placed and sealed in bags containing 10 ml water. For each specimen, half of the surface was demarcated to be maintained unpolished as a control. A PVS protective sleeve was adapted to one half of each specimen during polishing of the remaining half, to avoid any unintended surface scratches. One operator was designated to polish all samples to avoid operator variability. The conventional polishing technique was used on both the acrylic and polyamide samples.

## Conventional polishing

An abrasive paper (CC768 Silicon Carbide, Deer Abrasives, Ridgefield, NJ, USA) was used on all specimens with light manual pressure. A slurry of medium grit pumice (Italian pumice, Lordell, Wetherill Park, NSW, Australia) mixed in a 1:1 ratio of water was used with a 100 mm  $\times$  12.5 mm cloth wheel (Stitched Calico, Grobet, Carlstadt, NJ, USA) for 60 s at 3,000 rpm on the polishing lathe. This was repeated with fine grit pumice. A second cloth wheel, high shine buff was then used with polishing brown tripoli (Grobet, Carlstadt, NJ, USA) for 60 s. Two 1  $\times$  1 cm samples were prepared from the centre of each polished and unpolished surface of PMMA and polyamide with a cutting disc (Laboratory Diamond Disc, Komet/Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo, Germany). All samples were stored in 10 ml water in airtight snap-lock bags. Each sample was placed in an ultrasonic bath for five min and dried using a high-pressure air hose prior to measuring surface roughness.

## Measuring surface roughness (Ra)

The surface roughness (Ra) values were measured using a profilometer (Stylus Profiler XP-2, Ambios Technology, Santa Cruz, CA, USA) which can measure small surface variations by moving a diamond stylus in contact with the surface while moving laterally across the sample. The vertical displacement of the stylus is measured as the

## Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate)

Menaka A. Abuzar, Suman Bellur, Nancy Duong, Billy B. Kim, Priscilla Lu,  
Nick Palfreyman, Dharshan Surendran and Vinh T. Tran

Melbourne Dental School, University of Melbourne, Melbourne, Australia

(Received 18 May and accepted 1 October 2010)

**Abstract:** Polyamide denture base materials are more flexible than the commonly used poly (methyl methacrylate) (PMMA). However polishability of polyamides has not been examined adequately. This study investigated the surface roughness (Ra) and clinical acceptability of samples of a polyamide denture base material and PMMA fabricated by injection moulding and traditional heat processing systems, respectively. Half of each sample surface was polished using the conventional technique (lathe with pumice followed by high shine buffs) and the other half was left unpolished. A profilometer was used to measure Ra along 3 tracks on each surface before and after polishing. Two-way ANOVA was used to compare the two surfaces of the two materials for variations in Ra values. Polyamide denture base material when polished with conventional laboratory technique became more than 7 times smoother whereas processed PMMA when polished became more than 20 times smoother using the same polishing technique. However the surface roughness of polyamide is well within the accepted norm of 0.2  $\mu\text{m}$  Ra. Polyamide produces a clinically acceptable smoothness after conventional polishing by lathe. (J Oral Sci 52, 577-581, 2010)

Keywords: polyamide denture base; profilometer; surface roughness.

Correspondence to Dr. Menaka A. Abuzar, Melbourne Dental School, University of Melbourne, 720 Swanston Street, Melbourne VIC 3010, Australia  
Tel: +61-3-9341-1495  
Fax: +61-3-9341-1595  
Email: maabuzar@unimelb.edu.au

### Introduction

Poly (methyl methacrylate) (PMMA) resin has been widely used as a denture base material due to its desirable properties of excellent aesthetics, low water sorption and solubility, relative lack of toxicity, ability to repair, and simple processing techniques. Conversely some disadvantages have also been described. Hypersensitivity to PMMA and allergic reactions to residual monomer have been reported (1-6). Increased proportion of monomer in the mixture, reduced water storage phase of the polymerized denture, and chemical curing of PMMA rather than heat curing have been shown to increase the risk of residual monomer which may cause cytotoxicity in some patients (5). PMMA has a relatively low impact strength causing fractures of acrylic based dentures (7,8). A clinical problem commonly encountered is the inability to choose a suitable path of insertion of PMMA removable partial dentures while maintaining close adaptation to the tissues in the presence of soft and hard tissue undercuts. Researches have attempted to improve the mechanical properties of PMMA denture bases by reinforcement with fibres (glass or carbon) and also by chemical modification (9,10). Development of alternative materials such as polyamides has also been reported in the literature. In the past, these polyamides exhibited specific problems, such as warpage, water sorption, surface roughness and difficulty in polishing (11-13). Lack of chemical bonding between the base and the acrylic teeth, and the inability to relin and repair the denture also posed problems for clinicians. Modified polyamide denture base materials have become available with improved water sorption levels, and with superior flexural and impact strengths (14,15). In comparison with PMMA, due to its increased flexibility, polyamide dentures



situation, in the adverse oral environment conditions, the materials are also submitted to thermal and loading stresses, and these aspects should be considered in future studies. Nevertheless, results demonstrated that the IS of the acrylic resins used for the construction and relining denture bases may be affected differently by water. Results also suggested that adhesion between the denture base and reline materials at their interface may be an important factor influencing the resistance to fracture of relined denture bases.

## RESUMO

A água pode influenciar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas. Assim, o efeito do armazenamento em água na resistência ao impacto (RI) de uma resina para base de prótese (Lucitone 550-L) e quatro materiais reembasadores (Tokuyama Rebase II-T; UfiGel Hard-U; Kooliner-K; New Truliner-NT) foi avaliado. Barras da resina L foram confeccionadas (60 x 6 x 2 mm) e reembasadas (2 mm) com T, U, K, NT e L. Amostras não reembasadas de cada material também foram confeccionadas (60 x 6 x 4 mm) para fins comparativos. As amostras foram submetidas aos testes de impacto tipo Charpy sem armazenamento (controle) e após imersão em água por 7, 90 e 180 dias. Os resultados (kJ/m<sup>2</sup>) analisados por meio de ANOVA dois fatores e teste de Tukey (p=0,05) revelaram que, após 90 dias, U exibiu aumento na RI (0,93) comparado com 7 dias (0,58). K (1,48) e L/K (7,21) exibiram diminuição no período de 7 dias (1,01 e 3,23, respectivamente). NT (0,60) apresentou aumento na RI após 180 dias (1,52), enquanto L/NT (7,70) apresentou redução (3,17). A imersão em água melhorou a RI de U e NT e diminuiu a RI de K, L/K, e L/NT. A água pode afetar de maneira diversa a RI das resinas acrílicas e, conseqüentemente, a resistência à fratura das bases de próteses reembasadas.

## ACKNOWLEDGEMENTS

This investigation was supported by the Brazilian Council for Scientific and Technological Development (CNPq - Grant 301042/2004-7) and The São Paulo State Research Foundation (FAPESP - Grant 06/01044-8).

## REFERENCES

1. Doğan OM, Bolayir G, Keskin S, Doğan A, Bek B, Boztuğ A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mat J* 2007;26:232-239.
2. Oku J. Impact properties of acrylic denture base resin. Part 2. Effect of temperature and residual monomer on impact characteristics. *Dent Mat J* 1989;8:186-193.
3. Memon MS, Yunus N, Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int J Prosthodont* 2001;14:214-218.
4. Straioto FG, Ricomini Filho AP, Fernandes Neto AJ, Del Bel Cury AA. Polytetrafluorethylene added to acrylic resins: mechanical properties. *Braz Dent J* 2010;21:55-59.
5. Consani RL, Azevedo DD, Mesquita MF, Mendes WB, Saquy PC. Effect of repeated disinfections by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. *Braz Dent J* 2009;20:132-137.
6. Jagger DC, Harrison A, al-Marzoug K. Effect of the addition of poly(methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int J Prosthodont* 2000;13:378-382.
7. da Cruz Perez LE, Machado AL, Canevarolo SV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of reline material and denture base surface treatment on the impact strength of a denture base acrylic resin. *Gerodontology* 2010;27:62-69.
8. Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1995;73:55-59.
9. Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mat* 2007;23:363-368.
10. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983;11:80-88.
11. Matuana LM, Park CB, Balatinecz JJ. The effect of low levels of plasticizer on the rheological and mechanical properties of polyvinyl chloride/newsprint-fiber composites. *J Vinyl Addit Technol* 1997;3:265-273.
12. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture reline materials. *Int J Prosthodont* 1998;11:49-54.
13. Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-199.
14. Mutluay MM, Ruyter IE. Evaluation of adhesion of chairside hard relining materials to denture base polymers. *J Prosthet Dent* 2005;94:445-452.
15. Arena CA, Evans DB, Hilton TJ. A comparison of bond strengths among chairside hard reline materials. *J Prosthet Dent* 1993;70:126-131.
16. Aydin AK, Terzioğlu H, Akinay AE, Ulubayram K, Hasirci N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. *Dent Mat* 1999;15:211-218.
17. International Standards Organization. ISO 1567:1999/Amd 1: 2003. Dentistry-denture base polymers. Amendment. Available at: <http://www.iso.ch/iso/en/prods-services/ISOstore/store.html>. Accessed on May 8, 2009.
18. Leles CR, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *J Oral Rehabil* 2001;28:1153-1157.
19. Rantala LI, Lastumäki TM, Peltomäki T, Vallittu PK. Fatigue resistance of removable orthodontic appliance reinforced with glass fibre weave. *J Oral Rehabil* 2003;30:501-506.
20. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *J Dent* 2005;33:509-516.

Accepted December 21, 2010

Thus, it can be supposed that the decrease in the IS of the material K, after 7 days of storage in water, may have decreased the strength of the relined L/K specimens. Differently from the NT bulk specimens, which showed significantly higher IS after 180 days of immersion in water, the L specimens relined using NT exhibited a significant decrease at the same immersion time. Thus, the inherent strength of the reline resin NT alone cannot explain the results, suggesting that other factors may be involved and should be further investigated.

When bulk specimens of control group were compared, the IS of the denture base acrylic resin L was higher than the reline resins, with the exception of material K. The lower IS of T and U could be related to their higher concentration of cross-linking agents. An increase in the cross-linking reaction has been reported to decrease the flowability of polymer, which resulted in a reduction of the IS (7). Therefore, it can be supposed that during the polymerization reaction of T and U materials, a highly cross-linked polymer network is formed, which reduces their IS. The lower IS of NT bulk specimens could be attributed to the plasticizer contained in the liquid. In general, at a higher plasticizer concentration (more than 15-20%), the materials become softer and tougher, with lower tensile strength, and higher IS (11). It is likely that the low plasticizer concentration (8%) (8) may have accounted for the low IS of NT. K bulk specimens showed significantly higher IS than the other reline resins evaluated. This could be related to its higher residual monomer content (9), since an increase in the residual monomer improves the IS of autopolymerized acrylic resins (2).

For control group, comparison between bulk and relined specimens revealed that the IS of the resin L was maintained when the relining was made with the same material. In addition, the specimens relined using L showed no significant differences from 1 day to 180 days of immersion in water. Given that the cracks in L-L specimens always propagated through the same material, the energy required for the crack initiation and propagation was probably similar in the L and L/L specimens. Another factor that should be considered is the influence of the interface on a crack penetrating that interface from one material into the second one in a bi-material laminate. For the L/L specimens, the chemical similarity between the denture base and reline materials (15), the time during which the material remained in the doughy state under pressure (30 min) and the polymerization cycle with a terminal boil may

have contributed to the formation of an interpenetrating network and a diffuse interface (13). As a result, the cracks may have propagated in the L/L relined specimens as if they propagated in the L bulk specimens. The results obtained in the present investigation are comparable to those of Jagger et al. (6), who found that the IS of a heat-polymerizing acrylic resin ( $1.62 \text{ kJ/m}^2$ ) did not change after 6 months of storage in water at  $37^\circ\text{C}$  ( $1.58 \text{ kJ/m}^2$ ).

Results from control and Wim180d groups revealed that the IS of the specimens relined with U was significantly lower than those of L specimens, either intact or relined with the same material. These findings could be related to the low IS of U. The bond between this reline resin and L may also have contributed to these findings. The bonding agent of U is composed of dichloromethane and 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA). Dichloromethane improves the reline material capacity to combine with the denture base swollen layers (14). HEMA monomer has a solubility parameter close to that of poly(methyl methacrylate) and a low-molecular-weight, thus facilitating its diffusion into the denture base resin (20). These may have resulted in a strong bond between U and L, allowing the cracks to propagate from the reline resin into the denture base resin without crack deflection at the interface.

Relining with T, NT and K materials promoted the highest ISs in all groups, and delamination between the denture base and reline resin was observed for the majority of the samples. These findings could be related to the differences in the ability of the bonding agents to dissolve and penetrate the swollen denture base surface. While U bonding agent contains both a solvent and a monomer, T bonding agent contains only nonpolymerizable solvents (ethyl acetate and acetone). For material NT, the bonding agent contains methyl methacrylate (8), which was also used for wetting the bonding surfaces when K reline resin was used (18). Hence, it can be supposed that the delamination between the reline and the denture base resins may have consumed energy during the tests, thus increasing the IS of the relined specimens. It should be noted that when L specimens were relined with T, NT and K materials, the standard deviations were high. Hence, although relining with these materials promoted improved IS than relining with the denture base resin L, the outcomes are less predictable.

This study has limitations and the results should be interpreted with caution. Although the specimens were immersed in water at  $37^\circ\text{C}$  to simulate the clinical

immersed in water for 90 days (Wim90d) showed significantly higher ( $p=0.006$ ) mean values than those immersed in water for 7 days (Wim7d). After 180 days of water immersion (Wim180d), NT specimens exhibited significantly higher mean values compared to the other groups ( $p=0.000$ ). K specimens showed a significant reduction in the IS after 7 days of water immersion ( $p=0.000$ ), and then remained unaffected. For materials L and T, no significant differences were found among all groups.

The results for the relined specimens showed that, after 180 days of water immersion, the IS of L-NT specimens was significantly lower ( $p=0.000$ ) in comparison to the other groups. L-K specimens showed a significant decrease in the IS from control to 7 days of water immersion ( $p=0.000$ ). However, no significant difference was found between groups Wim90d and Wim180d, which in turn were not significantly different from the control group. When L denture base resin was relined using the same material (L-L) or the autopolymerizing reline resins T and U, there were no significant differences among the groups.

For control specimens, the ISs of L and K resins did not differ significantly, and both were higher ( $p=0.000$ ) than those of T, U and NT. There was no significant difference between L bulk and L-L specimens. L-U specimens showed significantly lower ( $p=0.000$ ) mean IS compared to L bulk specimens. The highest IS values were seen for L-T, L-NT and L-K ( $p=0.000$ ).

When Wim180d bulk specimens were compared, the results can be arranged as  $L=NT>K>U>T$ . No significant difference was found between L and L-L specimens. L-T and L-K promoted the highest mean IS values, which differed significantly from L-NT ( $p=0.002$ ,  $p=0.018$ , respectively). The lowest IS was found for L-U specimens ( $p=0.000$ ).

## DISCUSSION

The Charpy type test selected for the present study have been used by investigators to evaluate the IS of denture base acrylic resins (1,3,4,7). The work hypothesis that water storage would not have a significant effect on the IS of the denture base resin and the reline materials was rejected in part. For U, the specimens immersed in water for 90 days showed significantly higher IS than those immersed for 7 days. NT exhibited a significant increase in the IS after 180 days of water immersion. Conversely, K reline resin

exhibited a significant decrease in the IS after 7 days of water immersion and then stabilized. Takahashi et al. (12) also observed that the effect of water immersion on the flexural strength of denture base and reline resins varied among materials. They attributed the results to the fact that the mechanical strength of water-sorbed acrylic resins depends on the intrinsic strength of the resin and the amount of water absorbed in the system. Because water molecules are smaller than the interchain distance in the resins, they can be absorbed into the material, decreasing the secondary chemical bonding forces between these chains (19). As a result, the mechanical properties of the polymer are lowered. The addition of cross-linking agents decreases the amount of water absorbed by reline resins during soaking (8). Given that K does not contain cross-linking agent, it can be supposed that the decrease in the IS after water immersion for 7 days may be due to the plasticizing effect of water, which may be different in each resin, changing the stiffness of the material. Although NT is also a non-cross linked reline resin, it contains the plasticizer di-n-butyl phthalate, which has been shown to reduce water sorption (8). Plasticizer molecules can fill microvoids and thereby exclude water uptake (8). For U, the manufacturer states that this material contains high percentage of the cross-linking agent 1,6-hexanediol dimethacrylate, which may have reduced the water uptake. The increase in the IS of U and NT observed at the 90-day and 180-day immersion periods, respectively, may be explained by the competing effects of post-polymerization and residual monomer release of the materials and gradual water sorption (10). It is likely that the further polymerization and residual monomer release mechanisms overcame the plasticizing effect of the water uptake.

Water immersion did not significantly affect the IS of the materials L and T. Similar results were found for the specimens relined using L, T and U. These findings were probably due to the presence of the cross-linking agents ethylene glycol dimethacrylate, 1,9 nonanediol dimethacrylate and 1,6-hexanediol dimethacrylate in the liquids of these materials. For the specimens relined using K, there was a significant decrease in the IS after 7 days of water immersion. The reduction in the IS observed for K bulk specimens, for the same period of immersion, may have accounted for this finding. The IS of a relined specimen is a function of the inherent strength of denture base and reline material and the plasticizing effect of water (12), which may be different in each resin.

processing were followed of each reline material (Table 1). An acetate sheet and a glass plate were placed over the reline material, and load (500 kgf) was applied until polymerization was complete. The edges of the specimens were finished and the accuracy of the dimensions (width and thickness) was checked with a caliper (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brazil) at 3 locations of each dimension to within 0.03 mm tolerance (7).

To evaluate the IS of specimens made following laboratory reline procedures, L rectangular bars were relined with the same material. Initially, silicone patterns (60 x 6 x 4 mm) were obtained, placed between 2 glass slides, and then flaked to create molds for packing the L-L specimens. The L rectangular bars (2.0 mm) were then adapted in the lower portion of the stone mold and the remaining 2.0 mm was filled with L acrylic resin dough. Processing, finishing and verification of the accuracy of the specimens were performed as described.

For comparison purposes, bulk specimens of all materials were prepared to the thickness of the relined specimens (4 mm) and tested. The bulk and relined specimens were then divided into 1 control and 3 test groups. For K, NT, T and U reline resins, control (C) specimens (bulk and relined) were subjected to the impact tests within 30 min after polymerization, whereas L control specimens (bulk and relined with the same material) were stored in distilled water at  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  for  $50 \pm 2$  h before the impact testing (17). For the 3 test groups, the impact tests were performed after the specimens were immersed in distilled water at  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  for 7 days (Wim7d), 90 days (Wim90d) and 180 days (Wim180d), respectively. For each group, 10 to 18 specimens were prepared and tested.

Before testing, specimens were notched with a notching cutter (Notchvis; Ceast, Pianezza, Italy). The V-notches were cut into the reline materials, across the width of specimens with 0.8 mm depth leaving an effective depth under the 3.2 mm notch (7). The ISs were evaluated by the Charpy impact tester (Resil 25R; Ceast), with the unnotched surface of the specimens facing the pendulum. The test was performed with 0.5 J pendulum and a  $150^\circ$  lifting angle. IS, expressed in  $\text{kJ/m}^2$ , was calculated as  $\text{IS} = E_C / (h b_A)$ , where  $E_C$  is the corrected energy absorbed by breaking the test specimen,  $b_A$  is the remaining thickness at the notch tip, and  $h$  is the specimen width.

Two-way ANOVA and Tukey Honestly Significant Difference (HSD) *post-hoc* test, at a 95% confidence level, were used for analysis of data.

## RESULTS

Table 2 shows the mean IS values and the standard deviations for all conditions evaluated. U specimens

Table 2. Impact strength mean values ( $\text{kJ/m}^2$ ) and standard deviations of acrylic resins and groups evaluated.

| Materials | Groups                         |                                |                               |                                |
|-----------|--------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
|           | C                              | Wim7d                          | Wim90d                        | Wim180d                        |
| L         | $1.63 \pm 0.14$ <sup>Ba</sup>  | $1.52 \pm 0.12$ <sup>Ca</sup>  | $1.62 \pm 0.14$ <sup>Ca</sup> | $1.38 \pm 0.26$ <sup>Da</sup>  |
| T         | $0.67 \pm 0.06$ <sup>Aa</sup>  | $0.57 \pm 0.15$ <sup>Aa</sup>  | $0.60 \pm 0.24$ <sup>Aa</sup> | $0.42 \pm 0.15$ <sup>Aa</sup>  |
| U         | $0.72 \pm 0.20$ <sup>Aab</sup> | $0.58 \pm 0.10$ <sup>Aa</sup>  | $0.93 \pm 0.08$ <sup>Bb</sup> | $0.75 \pm 0.19$ <sup>Bab</sup> |
| NT        | $0.60 \pm 0.16$ <sup>Aa</sup>  | $0.49 \pm 0.10$ <sup>Aa</sup>  | $0.47 \pm 0.06$ <sup>Aa</sup> | $1.52 \pm 0.21$ <sup>Db</sup>  |
| K         | $1.48 \pm 0.20$ <sup>Bb</sup>  | $1.01 \pm 0.11$ <sup>Ba</sup>  | $0.91 \pm 0.12$ <sup>Ba</sup> | $1.02 \pm 0.08$ <sup>Ca</sup>  |
| L-L       | $1.61 \pm 0.32$ <sup>Ba</sup>  | $1.48 \pm 0.44$ <sup>Ca</sup>  | $1.54 \pm 0.18$ <sup>Ca</sup> | $1.46 \pm 0.32$ <sup>Da</sup>  |
| L-T       | $5.83 \pm 2.17$ <sup>Ca</sup>  | $6.08 \pm 1.04$ <sup>Ea</sup>  | $5.29 \pm 2.69$ <sup>Da</sup> | $5.97 \pm 1.24$ <sup>Fa</sup>  |
| L-U       | $0.65 \pm 0.18$ <sup>Aa</sup>  | $0.71 \pm 0.23$ <sup>ABa</sup> | $0.91 \pm 0.19$ <sup>Ba</sup> | $0.83 \pm 0.16$ <sup>BCa</sup> |
| L-NT      | $7.70 \pm 1.88$ <sup>Cb</sup>  | $6.65 \pm 2.01$ <sup>Eb</sup>  | $7.92 \pm 1.95$ <sup>Db</sup> | $3.17 \pm 2.38$ <sup>Ea</sup>  |
| L-K       | $7.21 \pm 3.16$ <sup>Cb</sup>  | $3.23 \pm 2.63$ <sup>Da</sup>  | $7.55 \pm 2.95$ <sup>Db</sup> | $5.54 \pm 3.72$ <sup>Fab</sup> |

Horizontally, identical superscripted lowercase letters denote no significant differences among groups ( $p > 0.05$ ). Vertically, identical superscripted uppercase letters denote no significant differences among materials ( $p > 0.05$ ).

denture cleansers or water. Aging in water or aqueous solutions has been reported to decrease the mechanical properties of the acrylic resins (12), and the bond strength between denture base and reline resins (16).

The aim of this study was to evaluate the effect of long-term water storage on the IS of 1 denture base acrylic resin relined with 4 hard chair-side reline resins. The effect of water storage on the IS of bulk specimens of the denture base acrylic resin and each autopolymerizing reline material was also evaluated for the purpose of comparison. The working hypothesis was that water storage would not have a significant effect on the IS of the denture base resin and the reline materials.

## MATERIAL AND METHODS

One heat-polymerized denture base acrylic resin and four autopolymerizing reline resins were selected for this study (Table 1). Initially, rectangular bars (60 x 6 x 2 mm) from L material were prepared. The acrylic resin was proportioned and the mixture in the dough stage was inserted into the mold in a dental flask and packed. Molds were prepared by investing silicone patterns (ZetaPlus putty; Zhermack, Badia Polesine, Rovigo, Italy), placed between 2 glass slides, in type IV stone (Troquel Quatro; Polidental Manufacturing and Trade Ltd., São Paulo, SP, Brazil). The denture base acrylic resin was polymerized in a thermostatically controlled water bath (Termotron P-100; Termotron,

Piracicaba, SP, Brazil) according to the manufacturer's recommendations (Table 1). After polymerization, the flasks were bench cooled at room temperature for 30 min and then placed for 15 min under running water before opening, following the manufacturer's instructions. Thereafter, the L rectangular bars were removed from the flasks, the edges were finished with 400-grit silicon carbide paper, and the accuracy of the dimensions was verified at 3 locations for each dimension. A tolerance of  $\pm 0.03$  mm was accepted. The L rectangular bars were stored in distilled water at  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  for  $50 \pm 2$  h before relining (17). After water storage, the denture base resin surfaces to be bonded with the reline materials were ground wet in an automatic grinding machine (Metaserv 2000 model 95-2829; Buehler UK Ltd., Coventry, England) using silicon carbide paper (240-grit) (7,16). The surfaces were brushed with liquid detergent for 20 s, rinsed with distilled water, and dried with absorbent paper. Before the L rectangular bars are relined with the autopolymerizing materials NT, T and U, the bond surfaces were treated with the bonding agents recommended by the manufacturers, whereas for the reline resin K, methyl methacrylate monomer was applied for 180 s (18).

The relined specimens were fabricated using a stainless steel mold with a cavity of 60 x 6 x 4 mm. The L rectangular bars were placed into the cavity and the reline resins were inserted to fill the remainder of the mold. Manufacturers' instructions for mixing and

Table 1. Materials used in this study.

| Material           | Code | Batch #              | Manufacturers                                      | Composition |              | Powder/Liquid ratio (g/mL) | Polymerization cycles              |
|--------------------|------|----------------------|--|-------------|--------------|----------------------------|------------------------------------|
|                    |      |                      |  | Powder      | Liquid       |                            |                                    |
| Kooliner           | K    | 0508187              | GC America Inc, Alsip, IL, USA                     | PEMA        | IBMA         | 2.1/1.0                    | 10 min at room temperature         |
| New Truliner       | NT   | 0310528              | The Bosworth Co., Skokie, IL, USA                  | PEMA        | IBMA<br>DBP  | 1.34/1.0                   | 20 min at room temperature         |
| Tokuyama Rebase II | T    | UF64145              | Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japan                | PEMA        | AAE<br>ND    | 2.4/1.0                    | 5.5 min at room temperature        |
| UfiGel Hard        | U    | 631742               | Voco, Cuxhaven, Germany                            | PEMA        | HDMA         | 2.12/1.2                   | 7 min at room temperature          |
| Lucitone 550       | L    | P-303758<br>L-213457 | Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brazil | PMMA        | MMA<br>EDGMA | 2.1/1.0                    | 90 min at 73°C;<br>30 min at 100°C |

PEMA = poly(ethyl methacrylate); PMMA = poly(methyl methacrylate); IBMA = isobutyl methacrylate; DBP = di-n-butyl phthalate; AAE = 2-(acetoacetoxy) ethyl methacrylate; ND = 1,9-nonanediol dimethacrylate; HDMA = 1,6-hexanediol dimethacrylate; MMA = methyl methacrylate; EDGMA = ethylene glycol dimethacrylate.

# Impact Strength of Denture Base and Reline Acrylic Resins Subjected to Long-Term Water Immersion

Amanda Fucci WADY  
 Ana Lucia MACHADO  
 Carlos Eduardo VERGANI  
 Ana Cláudia PAVARINA  
 Eunice Teresinha GIAMPAOLO

*Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araraquara Dental School,  
 UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araraquara, SP, Brazil*

Water may influence the mechanical properties of the acrylic resins. Thus, the effect of water storage on the impact strength (IS) of one denture base (Lucitone 550 - L) and four reline resins (Tokuyama Rebase II - T; UfiGel Hard - U; Kooliner - K; New Truliner - NT) was evaluated. Bars of L were made (60 x 6 x 2 mm) and relined (2 mm) with T, U, K, NT and L. Intact specimens of each material (60 x 6 x 4 mm) were also fabricated for comparative purposes. Specimens were submitted to Charpy impact tests without water storage (control) and after immersion in water for 7, 90 and 180 days. Data (kJ/m<sup>2</sup>) analyzed by two-way ANOVA and Tukey's test (p=0.05) revealed that after 90 days, U exhibited an increase in the IS (0.93) compared to 7 days (0.58). K (1.48) and L/K (7.21) exhibited a decrease at the 7-day period (1.01 and 3.23, respectively). NT (0.60) showed an increase in the IS after 180 days (1.52), whereas L/NT (7.70) showed a decrease (3.17). Water immersion improved the IS of U and NT, and decreased the IS of K, L/K, and L/NT. Water may affect differently the IS of acrylic resins and, consequently, the resistance to fracture of relined denture bases.

Key Words: acrylic resins, relining, removable dentures, impact strength, water immersion.

## INTRODUCTION

A frequent problem that occurs with removable dentures is fracture, which may be due to accidental dropping, repeated masticatory forces, and areas of stress concentrations around frenal notches (1). For this reason, the impact strength (IS) of polymers used for the production of denture bases has been investigated (2-5), with focus on the incorporation of different types of reinforcements (1,6). Adequate IS of the hard chairside reline resins, which have been often used to improve the retention and stability of removable prostheses, is also important (7). Both powder and liquid composition of reline resins differ considerably from that of the poly(methyl methacrylate)/methyl methacrylate acrylic resins (8). In addition, the residual monomer content in some autopolymerizing reline resins is higher than in heat-polymerizing denture base acrylic resins (9). Variations in composition and residual monomer levels influence the mechanical properties

of polymers (8,10,11), and lower flexural strength of autopolymerizing reline resins, compared to heat-polymerized acrylic resins, has been reported (8). The IS of reline resins may also be affected by these factors.

The relined denture base is composed of two different materials with an interface between them. In this situation, the strength of relined specimens depends on the bulk strength of both the denture base and reline materials (12). The degree of interfacial adhesion also plays a role (7). The chemical composition of the bonding agents and relining materials affect the depth of the swollen layers (13) of the denture base polymers and the strength of adhesion (14,15). A weak bond may result in adhesive failures at the interface between the two materials under relatively low stresses. Hence, the IS of the reline resins and their ability to bond to the denture base resins may influence the impact strength of the relined dentures (7).

Also important is the fact that during clinical use the polymers are either immersed in saliva or soaked in

Correspondence: Profª. Dra. Ana Lucia Machado, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, Rua Humaitá, 1680, 14801-903 Araraquara, SP, Brasil. Tel: +55-16-3301-6410. Fax: +55-16-3301-6406. e-mail: cucci@foar.unesp.br

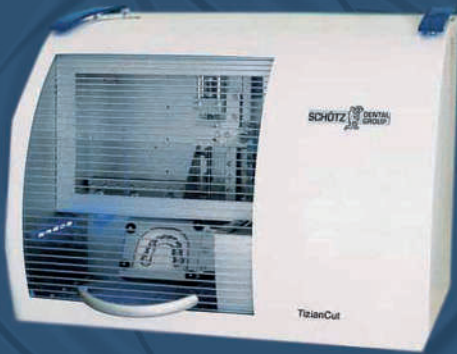
**D**arabi  
dental laboratory

# دارابی

لابراتوار پروتز های دندانی

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

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



**ارائه خدمات به همکاران و دندانپزشکان محترم**

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

# لابراتوار اختصاصی پروتزهای تمام سرامیکی

## گلدوز



● مجهز به سیستم cad/cam جهت ساخت روکشهای زیرکونیا

● لمینیت - ژاکت کرون - اینله و آنله تمام سرامیکی

این لابراتوار آمادگی خود را برای ساخت بیس زیرکونیا جهت همکاران تکنولوژیست اعلام می دارد

تهران، خیابان کریمخان، میدان سنایی، جنب خشکشویی مدبر، پلاک ۱۶، طبقه ۴، واحد ۴.۸

۰۹۱۲۳۷۷۲۶۱۲

۰۲۱ - ۸۸۳۲۱۳۰۰

تلفن: ۰۲۱ - ۸۸۳۲۰۶۲۶



Create your world  
with Initial from GC.

The All-Round Ceramic System For Every Indication



# initial

## Ceramic System



- 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 (Component) مشترک با تمامی سیستم‌های سرامیکی Initial

initial

METAL-CERAMIC RESTORATIONS FULL-CERAMIC RESTORATIONS

initial

- سرامیک مخصوص رستوریشن‌های PFM
- ایده آل برای انواع آکلیاها

MC

- سرامیک مخصوص آکلیا‌های PFM Low-Fusing

LF

- سرامیک مخصوص فریم‌های تیتانیومی (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: ۰۸۶ ۵۷۳۰۸۶ - ۰۳۱ ۵۷۳۱۳۶



شرکت تولیدی تیزکاوان



اولین و تنها تولیدکننده  
انواع فرزهای دندانپزشکی  
در ایران

دفتر مرکزی

تهران - خیابان آزادی  
روبروی دانشکده دامپزشکی  
مجتمع برج ساز- بلوک A  
طبقه دوازدهم - شماره ۵۷  
تلفن سفارشات: ۸۰ و ۶۶۵۹۲۰۷۰  
تلفن روابط عمومی: ۶۶۴۲۰۱۹۴  
تلفکس: ۶۶۴۲۴۲۲۸

teeskavanltd@hotmail.com

www.teeskavan.com

پست داخل کانال  
با روکش طلایی

در سایزهای مختلف





Mani medical-industrial group

گروه صنعتی و پزشکی مانی



پیشرو در تولید قطعات صنعتی پزشکی



Surgery Articulator

اختراع آرتیکولاتوری جدید برای جراحی دهان و فک و صورت ، قابلیت جا به جایی فک بالا در سه بعد فضا بدون نیاز به برش گچ کست.



Non-arcon Semi-Adjustable Articulator

سابقه تولید بیش از ۲۰ سال دستگاه آرتیکولاتور ، مورد تایید دانشگاه های ایران

مورد تایید دانشگاه های ایران و حمایت سازمان گسترش فن آوری

www.Manico.ir  
info@manico.ir

نمابر :  
۰۲۱-۷۷۴۰۵۱۰۹

تلفن :  
۰۲۱-۷۷۴۷۷۴۵۶  
۳۳۵۳۳۰۸۸

# 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 پروتزبستها و لابراتوار داران محترم، در سراسر کشور برساند که در امر واردات، فروش اجناس مطلوب لابراتواری و با توجه به تجربه چندین ساله در ساخت 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 حضورتان معرفی می گردد و امید است با راهنمایی و رهنمود های خود این شرکت را در جهت پیشبرد اهداف باری فرمایید.

با سپاس  
مرز آبادی



بیوفیلم



مایع گلیر



لابراتوار تخصصی پروتزهای دندانی

# قانع

فول پرسلن

IPS

و انواع لمینت

زیرکونیا و CAD/CAM



Labdental.ghane@yahoo.com



موبایل: ۰۹۱۲۱۰۱۳۵۴۰

ثابت: ۰۲۱۷۷۳۴۰۶۳۳

تهرانپارس، انتهای بزرگراه رسالت

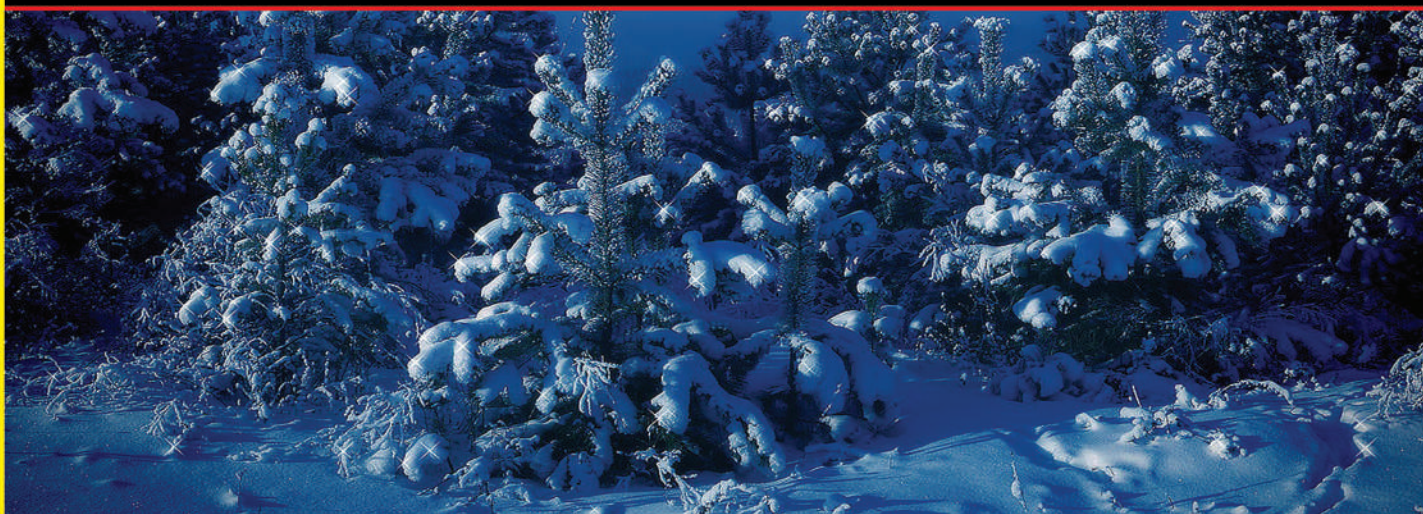
# شرکت کسری



- سیستم های کنترل و نظارت تصویری
- امکان مشاهده ی تصاویر خارج از محل نصب
- اعلام قطع شدن تصویر به هر دلیلی
- افزایش بهره وری
- پیش گیری از جرم
- پیگیری مسائل رخ داده در زمانی که شما حضور نداشته اید



**تخفیف جشنواره زمستان ویژه کسانی که به امنیت خود اهمیت میدهند**



شعبه ۱: تهران - خیابان حافظ - خیابان وحدت اسلامی - پلاک ۱۷

شعبه ۲: کرج - خیابان درختی - ساختمان باران - واحد ۱

شماره های تماس: ۰۲۱-۵۵۸۹۳۴۶۵

۰۹۳۷۶۸۹۴۴۰۱/۰۹۱۲۵۶۶۷۱۳۲ (صبوری)

۰۹۱۲۵۸۷۴۵۴۰ (نبوی)

**مشاوره رایگان**

sabori\_technologist@yahoo.com

# کوشافن پارس پیشرو در تحقیق، توسعه و نوآوری

The Best in R&D



**KFP**  
Dental  
www.kfp-dental.com

آدرس : تهران ، شهرک غرب، بلوار فرمzادی،  
بالاآر از بیمارستان آکبه، خیابان سپهر شماره ۴۵  
فآ ویژه : ۴۲۸۰۴  
آلفن : ۴-۸۸۳۶۴۹۴۰-۸۸۰۸۸۵۵۸  
فآس : ۸۸۳۶۱۰۵۹

# اتو کلاو کلاس B

تولید ملی ، افتخار ملی



کوشا فن پارس  
محصول جدید

آدرس: شهرک غرب، بلوار فرحزادی،  
خیابان سپهر، پلاک ۴۵  
تماس ۰۶-۸۳۶۴۹۴۰ خط ویژه ۰۲۱-۴۲۸۰۴

# شرکت کاوش دیان آزما (کاوش مگا)

## دیگر محصولات

info@kavooshmega.ir



www.kavooshmega.ir



DIN EN 13060-1  
EN 61010-2-04:2005  
EN 1041:2008  
EN 980:2008



- سیستم کنترلر: LCD تمام فارسی هوشمند
- انجام تمامی مراحل به صورت اتوماتیک
- قابلیت اعلام خطا ها به زبان فارسی
- نمایش دیاگرام کلیه مراحل بر روی LCD
- خروجی USB برای گرفتن پرینت و یا ذخیره بروی حافظه فلش



- سیستم بخار شویی با نفوذ پذیری کامل (۳ بار پیش خلاء و ۱ بار پس خلاء)
- دارای شیر اطمینان ایتالیایی با گواهی CE و گواهی صلاحیت عملکرد از کشور ایتالیا
- امکانات ایمنی و مراقبتی برای کاربران مطابق با استاندارد های آلمان و انگلستان می باشد
- ظرفیت مخزن آب تمیز ۷ لیتر مناسب برای ۱۲ سیکل کاری



- دفتر مرکزی فروش و خدمات پس از فروش:

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

تلفن: ۰۲۱-۷۷۹۵۸۶۸۰ - ۷۷۹۵۸۶۸۳ - ۷۷۴۵۸۹۱۷ تلفکس: ۰۲۱-۷۷۹۰۷۱۰۴