

مبانی مواد دندانی (کریگ ۲۰۱۹ – ون نورت ۲۰۲۴)

تدوین و گردآوری

دکتر علیرضا رنجبر

دکتر سارا ابطحی

موسسه

پیشگامان پارک



۱۱۷-----	کاربردهای بالینی GIC و RMGIC	۵۵-----	انواع مواد قالبگیری	۹-----	فصل ۱: مبانی علم مواد
۱۱۸-----	خلاصه	۵۶-----	نسبت و اختلاط	۱۱-----	نیرو
۱۲۰-----	فصل ۷: باند به مینا و عاج	۵۶-----	خواص	۱۱-----	مبانی علم مواد
۱۲۱-----	مقدمه	۵۸-----	مواد قالبگیری الاستومتری	۱۳-----	استحکام تسلیم
۱۲۱-----	باند به مینا	۶۰-----	ترکیب و واکنش‌ها	۱۳-----	استحکام نهایی
۱۲۱-----	باند به مینا و عاج	۶۱-----	خواص ستینگ	۱۳-----	استحکام شکست
۱۲۱-----	تکنیک اسیداچ	۶۲-----	خواص مکانیکی	۱۳-----	ازدیاد طول
۱۲۲-----	باند به عاج	۶۴-----	ترشوندگی (Wettability) مواد قالبگیری الاستومری	۱۴-----	ضریب کشسانی
۱۲۴-----	انواع امروزی عوامل باندینگ عاجی	۶۵-----	ارتباط خواص ماده با کاربرد بالینی	۱۴-----	ضریب پواسون
۱۲۸-----	خلاصه	۶۶-----	مواد دای، کست و مدل	۱۴-----	سیم شونده و چکش‌خواری
۱۳۲-----	فصل ۸: سرامیک‌های دندان‌سنتی	۶۷-----	فراورده‌های گچی	۱۴-----	ارتجاعیت
۱۳۵-----	مقدمه	۷۰-----	خواص	۱۵-----	چقرمگی
۱۳۵-----	سرامیک‌های دندان‌سنتی	۷۰-----	زمان ستینگ	۱۵-----	ارتباط خواص ماده با نمودار استرس - استرین
۱۳۵-----	دیدگاه تاریخی	۸۱-----	فصل ۴: تصویربرداری و ساخت رستوریشن‌ها	۱۶-----	ویسکوالاستیسیته
۱۳۶-----	پرسنل چینی	۸۲-----	سیستم‌های CAD/CAM در دندانپزشکی	۱۷-----	پذیرش خزش
۱۳۷-----	طبقه بندی سرامیک‌های دندان‌سنتی	۸۲-----	تصویربرداری و ساخت رستوریشن‌ها به روش دیجیتال	۱۷-----	پذیرش خزش
۱۳۷-----	گلس‌ها و گلس‌های تقویت شده دندان‌سنتی	۸۳-----	قالبگیری دیجیتال	۱۸-----	خواص مکانیکی دینامیک
۱۳۷-----	پرسنل دندان‌سنتی	۸۳-----	نرم افزار طراحی	۱۸-----	خواص سطحی ماده
۱۳۸-----	ویژگی‌های پرسنل دندان‌سنتی	۸۳-----	دستگاه‌های ساخت	۲۲-----	ادهیژن
۱۳۹-----	مراحل ساخت	۸۳-----	نتایج بالینی	۲۲-----	خواص نوری
۱۴۰-----	فلدسپاتیک گلس‌ها	۸۳-----		۲۵-----	خواص حرارتی
۱۴۰-----	Alumina-Reinforced Porcelain Jacket Crown	۸۶-----	فصل ۵: کامپوزیت‌های رزینی	۲۷-----	خواص الکتریکی
۱۴۱-----	سرامیک‌های باند شونده با رزین	۸۷-----	مقدمه	۲۹-----	سایر خواص
۱۴۲-----	فرآیند تف جوشی sintering	۸۷-----	ترکیب و ساختار	۳۱-----	فصل ۲: فلزات
۱۴۲-----	CAD-CAM	۸۷-----	کامپوزیت‌های رزینی	۳۲-----	آمالگام
۱۴۳-----	سرامیک‌های باند شده به فلز	۸۹-----	فناوری رزین	۳۲-----	فلزات
۱۴۹-----	خلاصه	۹۳-----	نوآوری در کامپوزیت‌های رزینی	۳۷-----	آلیاژهای ریختگی دندانپزشکی
۱۵۱-----	فصل ۹: سرامیک‌های معاصر دندانپزشکی	۹۵-----	کامپوزیت‌های Packable و Flowable	۳۷-----	عناصر فلزی مورد استفاده در آلیاژهای دندانپزشکی
۱۵۲-----	گلس-سرامیک‌ها	۹۵-----	کامپوزیت‌های بالک فیل	۳۹-----	base metal
۱۵۲-----	سرامیک‌های معاصر دندانپزشکی	۹۶-----	طبقه‌بندی کامپوزیت‌ها بر اساس ذرات فیلر	۴۰-----	آلیاژهای نابل
۱۵۷-----	باند به سرامیک‌های کریستالی	۹۸-----	خواص	۴۰-----	خصوصیات
۱۶۱-----	فصل ۱۰: رستوریشن‌های غیر مستقیم	۱۰۰-----	خواص مکانیکی	۴۰-----	ترکیب و خواص آلیاژهای نابل برای رستوریشن‌های سرامیک - فلز
۱۶۲-----	پیش نیازهای سمان کردن رستوریشن‌های غیرمستقیم	۱۰۱-----	کامپوزیت‌های لابراتواری دندانپزشکی	۴۲-----	آلیاژهای ریختگی کبالت - کروم و نیکل - کروم
۱۶۲-----	سمنتیشن رستوریشن‌های غیرمستقیم	۱۰۲-----	ملاحظات بالینی استفاده از ترمیم‌های کامپوزیتی	۴۴-----	برای پروتزهای متحرک دندان‌سنتی
۱۶۳-----	سمان‌های زینک-فسفات	۱۰۳-----	کامپوزیت‌ها	۴۵-----	خصوصیات فیزیکی
۱۶۶-----	سمان‌های زینک-پلی کربوکسیلات	۱۰۷-----	فصل ۶: سمان‌های گلاس آینومر	۴۵-----	خواص مکانیکی
۱۶۸-----	سمان گلاس آینومر و سمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین	۱۰۸-----	مقدمه	۴۶-----	آلیاژهای بیس متال ریختگی برای پروتزهای ثابت
۱۶۹-----	سمان‌های لوتینگ بر پایه رزین	۱۰۸-----	شیمی سمان گلاس آینومر	۴۶-----	تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم
۱۷۰-----	اچینگ با هیدروفلوئوریک اسید	۱۱۲-----	GIC با ویسکوزیته بالا	۴۹-----	آلیاژهای مفتولی استینلس استیل
۱۷۷-----	اتصال رزین به رزین	۱۱۲-----	خواص	۵۰-----	کاربرد عناصر آلیاژی و مقاومت شیمیایی
		۱۱۴-----	آزادسازی فلوراید	۵۰-----	آلیاژهای نیکل-تیتانیوم مفتولی
		۱۱۵-----	هندلینگ	۵۱-----	آلیاژ بتا-تیتانیوم مفتولی
		۱۱۶-----	سمان گلاس آینومر اصلاح شده با رزین	۵۴-----	فصل ۳: مواد قالبگیری و کستینگ
				۵۵-----	هدف از مواد قالبگیری
				۵۵-----	مواد قالبگیری و کستینگ

آنالیز سؤالات آزمون های سنوات گذشته

فصل ۱





مبانی علم مواد

Fundamentals of Materials Science

دکتر علیرضا رنجبر

CHAPTER 4
CRAIG'S
2019

سطح مقطع جسم:

$$s = \sigma = \text{stress} = \text{force/area} = \text{N/m}^2 = 1 \text{ pa}$$

از آنجا که محاسبه مستقیم استرس دشوار بوده، نیروی وارده را به عنوان استرس محاسبه می‌کنیم. در ارتباط با رستوریشن‌های دندانی بایستی بدانیم که محل نواحی ورود نیروهای اکلوزال بر آن‌ها، بسیار کوچک هستند. مثلاً نواحی کاسپی در محل تماس‌های اکلوزالی مساحت عرضی حدود ۰/۰۱۶ تا ۰/۱۶ cm² دارند. به این دلیل نواحی با **تماس پیش‌رس**، استرس‌های اکلوزالی زیادی را دریافت می‌کنند که می‌تواند بسیار آسیب‌زا باشد. بدین ترتیب پخش کردن تماس‌های اکلوزال در سطوح وسیع‌تر در بالین اهمیت می‌یابد.

انواع استرس

نیروها به صورت Axial، shear، bending و Twisting تعریف می‌شوند. تمام استرس‌ها از ترکیب دو نوع پایه **آگزیزال و برشی** ایجاد می‌شوند. تفاوت انواع نیروها در شکل زیر قابل مشاهده است.

FORCE	DEFORMATION	
Axial, tension	Elongation	
Axial, compression	Compression	
Shear	Shear	
Twisting moment	Torsion	
Bending moment	Bending	

FIG. 4.1 Schematic of the different types of stresses and their corresponding deformations.

نیرو

نتیجه نیرویی که بر یک جسم اعمال می‌شود بسته به سخت بودن یا انعطاف پذیری جسم و ثابت شدن یا نشدن جسم؛ یا **حرکت** است و یا جسم **تغییر شکل** می‌دهد. اگر به جسمی که ثابت شده است نیرو وارد شود باعث **تغییر شکل** آن می‌شود اما اگر جسم آزاد باشد اعمال نیرو بر آن موجب **حرکت جسم** خواهد شد. نیرو توسط سه مولفه تعریف می‌شود. محل اعمال نیرو، بزرگی نیرو و جهت نیرو. جهت نیرو ویژگی نوع نیرو بوده و واحد سیستم SI نیرو، نیوتن است.

نیروهای اکلوزال

بیشترین نیروهای اکلوزال در محدوده ۲۰۰-۳۵۰ نیوتن قرار دارند. در یک فرد بالغ بیشترین نیروهای اکلوزال در دندان‌های خلفی هستند (که نزدیک ترین ناحیه به محور لولایی مندیبل است) و با حرکت به سمت قدام مقدار این نیروها کاهش می‌یابد. نیروها در ناحیه اولین و دومین مولر از ۸۰۰-۴۰۰ نیوتن متغیر است. میانگین نیروها در پرمولرها، کانین‌ها و اینسایزورها به ترتیب ۳۰۰، ۲۰۰ و ۱۵۰ نیوتن است. یک افزایش غیرخطی ولی مشخص در نیروها در اطفال در حال رشد از ۲۳۵ تا ۴۹۴ نیوتن با میانگین افزایش حدود ۲۲ نیوتن در سال اتفاق می‌افتد.

نیروهای روی رستوریشن‌ها

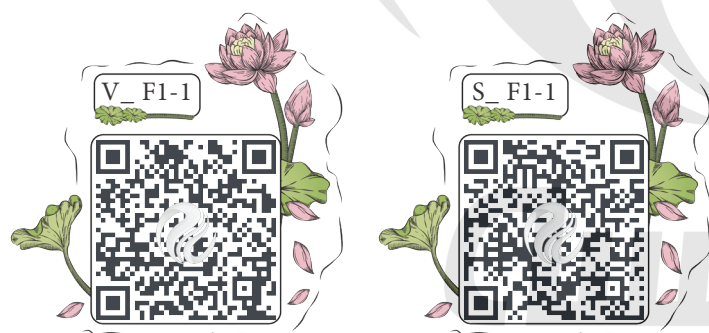
بیماران با RPD نیروهای اکلوزالی در رنج ۲۳۵-۶۵ نیوتن دارند. میانگین نیروها بر روی مولرها و پرمولرها در افراد با دنچر کامل حدود ۱۰۰ N است، این نیروها در ناحیه اینسایزورها ۴۰ N است.

نکته:

می‌توان نتیجه گرفت که نیروهای اکلوزالی ایجادشده توسط انواع پروتزهای دندانی کمتر از دندان‌های طبیعی است.

استرس

زمانی که به جسمی نیرو وارد شود، جسم در برابر آن استحکام می‌کند که این استحکام در جهت عکس نیروی وارده و دارای بزرگی یکسانی با نیرو است. این استحکام را به عنوان **استرس** معرفی می‌کنیم که برابرست با نیروی وارد شده بر



استرین

هر استرسی قادر به ایجاد استرین یا تغییر شکل مخصوص به خود است (جدول ۴-۱). استرین به صورت میزان تغییر طول جسم نسبت به طول اولیه آن تعریف می‌شود. $\text{Strain} = \Delta L / L$.

استرین اغلب به صورت درصد بیان می‌شود و واحد ندارد. البته گاهی برای درک ابعاد ماده بصورت m/m یا mm/mm و کمیت‌های مشابه نیز گزارش می‌شود. میزان استرین با نوع ماده و بزرگی نیرو متغیر است.

نمودار استرس- استرین

با وارد کردن نیرو بر یک جسم انتظار تغییر شکل داریم اما این نیرو و تغییر شکل بطور ساده، استاندارد نبوده و یک ماده می‌تواند نمودارهای نیرو -

تغییر شکل‌های مختلفی داشته باشد. با استاندارد کردن سطح مقطع نمونه، بهتر است که به جای خصوصیات نیرو- تغییر شکل، رابطه استرس- استرین یک ماده گزارش شود. رابطه استرس- استرین یک ماده دندان‌دانی را می‌توان بوسیله اندازه‌گیری نیرو و تغییر شکل و سپس محاسبه استرس و استرین مطالعه نمود. بدین طریق برای هر ماده‌ای یک نمودار واحد خواهیم داشت.

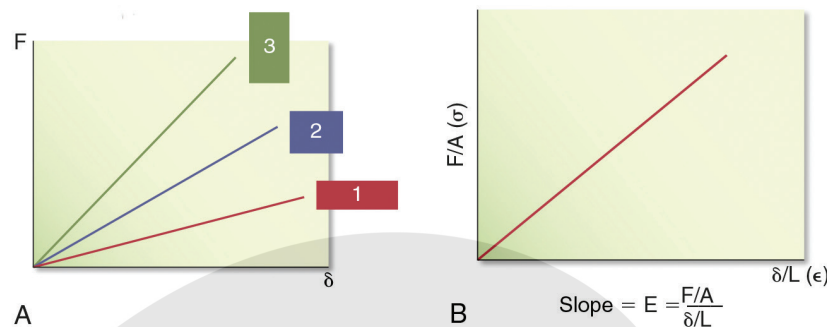
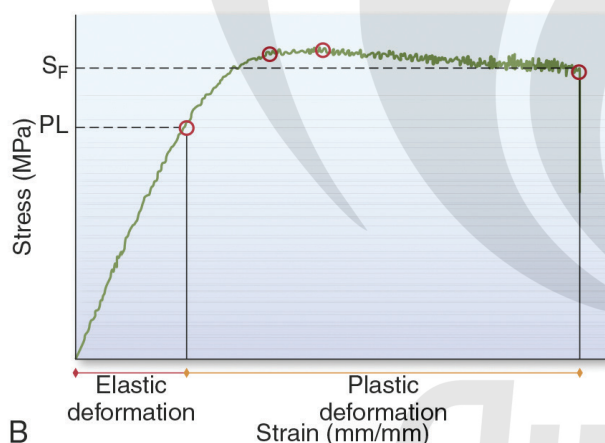


FIG. 4.3 Force-deformation characteristics. (A) Force-deformation characteristics for the same material but having different dimensions. (B) Stress-strain characteristics of the same group of bars. The stress-strain curve is independent of the geometry of the bar.

نکته:

پیش از حد تناسب ماده دارای رفتار الاستیک بوده و ناحیه‌ای از نمودار استرس- استرین که قبل از حد تناسب واقع شده است، ناحیه الاستیک نامیده می‌شود.

در صورتی که استرس بیشتر از حد تناسب بر جسم وارد شود، **استرین دائمی و غیرقابل برگشت** ایجاد می‌شود. ناحیه فراتر از حد تناسب، ناحیه پلاستیک خوانده می‌شود، این مفاهیم، به مواد الاستیک خطی مانند بسیاری از فلزات، اشاره دارد که در آن‌ها رابطه بین استرس و استرین، تا نقطه حد تناسب، خطی بوده و پس از آن، غیرخطی است.



بطور استثناء **مواد سوپر الاستیک**، رفتار الاستیک غیرخطی از خود نشان می‌دهند و ارتباط استرس و استرین در آن‌ها، در ناحیه الاستیک، خطی نیست و در نقطه‌ای فراتر از حد تناسب (ناحیه خطی نمودار)، حذف نیرو باعث بازگشت استرین به نقطه صفر می‌شود.

نکته:

حد الاستیک (elastic limit) حداکثر استرسی است که یک ماده بدون تغییر شکل دائمی تحمل می‌کند. برای مواد الاستیک خطی، حد تناسب و حد الاستیک، استرس یکسانی در ساختار را نشان می‌دهند و برای اشاره به استرس به جای دیگر می‌توانند استفاده شوند. (استثناء: مواد سوپر الاستیک)

ولی این واژه‌ها در مفهوم پایه‌ای با یکدیگر متفاوت هستند، یکی از آن‌ها، در ارتباط با تناسب استرس به استرین در ساختار ماده بوده در حالیکه دیگری رفتار الاستیک ماده را شرح می‌دهد. میزان حد تناسب و حد الاستیک بدست

در هنگام آزمایش مواد، نیرو بایستی با سرعتی یکسان اعمال شده و تغییر شکل نیز بایستی با سرعتی یکنواخت صورت پذیرد. در نمودار استرس- استرین، به طور قراردادی استرین بر روی محور افقی نمودار (x) بعنوان متغیر مستقل در نظر گرفته می‌شود چرا که در آزمون‌ها معمولاً استرین کنترل می‌شود و در آن‌ها استرین ثابتی به نمونه اعمال شده و نیروی حاصله به صورت متغییر وابسته روی محور y اندازه‌گیری می‌شود.

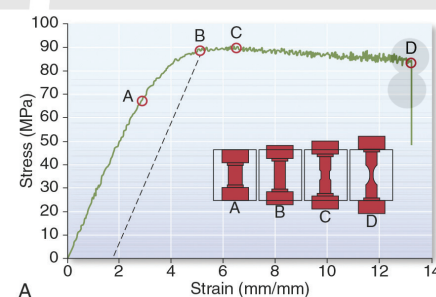
در محاسبه استرس سطح مقطع نمونه ثابت فرض می‌شود، بدین ترتیب نمودار استرس- استرین حاصل نمودار **استرس- استرین مهندسی** نامیده می‌شود و استرس‌ها **طبق سطح مقطع اولیه** محاسبه می‌شوند. در زمان اعمال نیروهای بزرگ یا آزمون‌های کششی، سطح مقطع نمونه ممکن است دچار تغییرات چشمگیری شود؛ در این صورت، **استرس حقیقی** با استفاده از **سطح مقطع لحظه‌ای** که در مخرج کسر قرار می‌گیرد محاسبه می‌شود که متفاوت از استرس مهندسی بوده که با سطح مقطع اولیه جسم محاسبه می‌شود. در این مورد استرس حقیقی بزرگتر از استرس مهندسی خواهد بود. اما در کاربردهای آزمایشگاهی، بخاطر سختی محاسبه لحظه‌ای سطح مقطع، از استرس مهندسی استفاده می‌شود.

حد تناسب و حد الاستیک

اگر یک نمودار استرس- استرین متداول را رسم کنیم نقاط شاخصی در آن به چشم می‌خورد. با توجه به نمودار در می‌یابیم که از نقطه شروع نمودار تا A نمودار به صورت خطی ترسیم شده و پس از آن این ارتباط خطی از دست می‌رود.

نکته:

به نقطه‌ای که پس از آن ارتباط استرس- استرین دیگر خطی نباشد **حد تناسب** (proportional limit) گفته می‌شود. به عبارت دیگر حد تناسب بالاترین استرسی است که در آن نمودار بصورت خطی خواهد بود. زیر نقطه حد تناسب هیچ تغییر شکل دائمی در ساختار ماده رخ نمی‌دهد و پس از برداشت نیرو ماده با حالت اولیه بازمی‌گردد.





باند به مینا و عاج

Enamel and Dentin Bonding

دکتر علیرضا رنجبر



CHAPTER 2.5
VAN NOORT
2024

TABLE 2.5.1 Typical Composition of Enamel and Dentine

	ENAMEL		DENTINE	
	Wt %	Vol. %	Wt %	Vol. %
Organic	1	2	20	30
Inorganic	95	86	70	45
Water	4	12	10	25

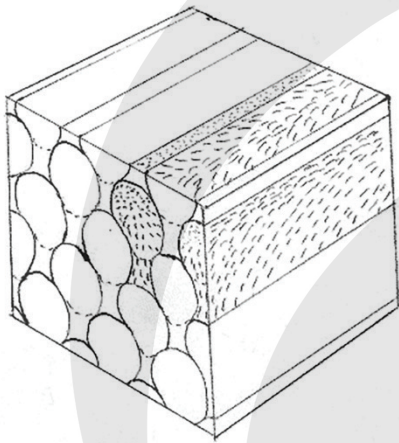


Figure 2.5.1 Schematic showing the structure of enamel, illustrating the keyhole-shaped 'prisms' and the approximate alignment of the hydroxyapatite crystallites

مقدمه

دندانپزشکی ادهزیو، محور بسیاری از مواد و پروسه‌های امروزی است. دندانپزشک امروزی به سختی می‌تواند به دوران پیش از ادهزیو برگردد، جایی که ریتشن رستوریشن‌ها بر اساس گیر مکانیکی (مانند حفره‌های دارای آندراکات برای آمالگام) و طراحی دقیق "مسیر نشست واحد" (به عنوان مثال در کراون‌ها) بوده است. این بدان معنا نیست که آن روش‌ها دیگر جایگاهی ندارند، اما دندانپزشکان امروزی گزینه‌های بیش‌تری در اختیار دارند.

طیف گسترده‌ای از سیستم‌های ادهزیو در طول پنج دهه گذشته معرفی شده‌اند. برخی از این سیستم‌ها موفق بوده و هنوز هم استفاده می‌شود؛ بسیاری دیگر با مواد و محصولات دیگری جایگزین شده که ادعا می‌کنند باندی مطمئن‌تر، قوی‌تر و سریع‌تر ارائه می‌دهند. برخی از محصولات امروزی در واقع نتایجی ضعیف‌تر، یا پراکنده‌تر از محصولات قبلی خود ارائه می‌دهند! همچنین اغلب گفته می‌شود که طیف وسیع و تنوع بالای محصولات موجود، ادهزیون را به یکی از سردرگم‌کننده‌ترین زمینه‌ها برای دندانپزشکان تبدیل کرده است.

یک ادهزیو دندان‌ریزی مناسب برای دندانپزشک و برای بیمار بایستی چه خصوصیتی داشته باشد؟

- ایجاد استحکام باند بالا به مینا و عاج
- ایجاد باندی سریع
- ایجاد یک باندی بادوام
- جلوگیری از نفوذ باکتری
- دارای مشخصات زیست‌سازگاری و ایمنی قابل قبول
- استفاده از آن ساده بوده و بیش‌تر از آنچه لازم است وقت گیر یا پیچیده نباشد.

چرایی بقای برخی از مواد و تکنیک‌ها و زوال برخی دیگر، به این دلیل است که ادهزیو باید بتواند به مواد مختلف (مانند کامپوزیت‌ها، فلزات، سرامیک‌ها) و به دو بستر بسیار متفاوت، یعنی مینا و عاج، بچسبد.

باند به مینا

ساختار مینا

مینا متراکم‌ترین بافت کلسیفیه بدن انسان بوده و از این نظر که بصورت خارج سلولی تشکیل می‌شود منحصر به فرد است.

مینادارای ساختاری ناهمگن بوده و مینای انسان بالغ از ۹۶٪ مواد معدنی، ۱٪ مواد آلی، و ۳٪ وزنی آب تشکیل شده است. فاز معدنی از میلیون‌ها کریستال ریز هیدروکسی آپاتیت، $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ، تشکیل شده که در دسته‌هایی که اغلب «رادها» یا «منشورها» نامیده می‌شوند، در کنار هم متراکم شده و توسط یک ماتریکس آلی در کنار هم قرار می‌گیرند. به دلیل جایگزینی یونی (مانند فلوراید)، آپاتیت مینا نسبت کلسیم به فسفات هیدروکسی آپاتیت خالص (۱/۶) را نداشته و معمولاً در نسبت وزنی ۲:۱ است.

رادها یا منشورها اشکال میله‌مانندی با قطر تقریبی ۵ میکرومتر بوده که دارای سطح مقطعی منحصر بفرد هستند که اغلب شبیه به **سوراخ‌کلید** توصیف می‌شوند. منشورها به صورت **عمود بر سطح دندان** قرار می‌گیرند.

کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت **نش صلعی مسطح** بوده و به دلیل ساختار آن‌ها، امکان فشردگی کامل وجود ندارد. فضاهای باقی‌مانده بین کریستال‌ها توسط آب و مواد آلی اشغال شده است. بخش اعظم آب درون ساختار مینا به شدت محبوس شده و در هنگام خشک شدن به راحتی حذف نمی‌شود. **لایه سطحی مینا نسبت به لایه‌های عمیق‌تر محتوای آلی بیش‌تری داشته و توسط لایه‌ای از پلیکل بزاقی که حدود ۱ میکرومتر ضخامت دارد، محافظت می‌شود.**

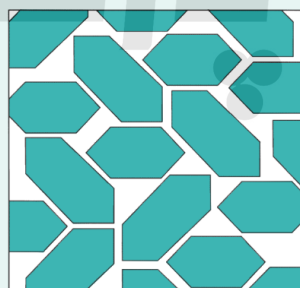
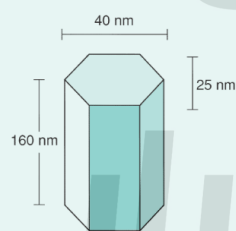
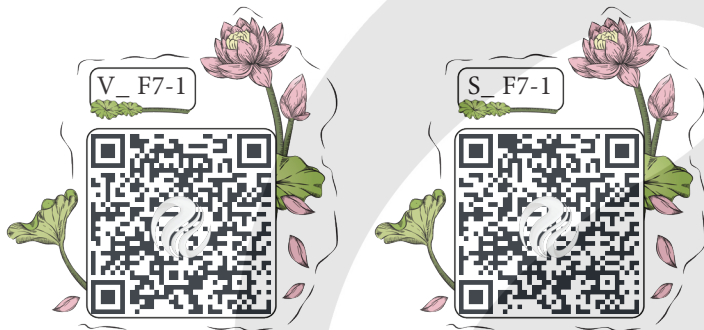


Figure 2.5.2 Structure and packing of the enamel apatite crystals

تکنیک اسیدچ

واسطه باند ثانویه باشد.

• اسید با حذف آلودگی‌های سطحی موجب افزایش انرژی سطحی مینا می‌شود. این مورد امکان ترشوندگی بهتر مینا توسط ادهزیو را فراهم می‌کند. به طور معمول، کشش سطحی یک رزین ادهزیو در محدوده $24-38 \text{ mJ.m}^{-2}$ است. مینا دست نخورده دارای انرژی سطحی کم‌تری نسبت به این مقدار بوده و بنابراین شرایط برای وقوع ترشوندگی کامل فراهم نیست. به طور معمول، سطح مینا با لایه‌ای از پلیکل پوشیده شده که انرژی سطحی بسیار کمی دارد (28 mJ.m^{-2}). این لایه توسط اسید برداشته شده و سطح زیرین مینا با انرژی سطحی بالا و در نتیجه واکنش‌پذیری بالا (42 mJ.m^{-2}) در دسترس قرار می‌گیرد. رزین تا زمانی که کاملاً مینا خشک باشد، به خوبی با این سطح دارای انرژی بالا تطابق می‌یابد. اتصال میکرومکانیکال ضامن عدم جدایی رزین از مینا است. بنابراین باند به مینا در پی اسیدچ، ماهیتی مکانیکی دارد.



به دلیل ساختار کامپوزیتی و مرکب مینا، سطح آن را می‌توان با استفاده از اسیدها اصلاح کرد. اهمیت و استفاده بالقوه از این امر اولین بار توسط Buonocore در سال ۱۹۵۵ صورت گرفت، زمانی که او متوجه شد می‌تواند سطح مینا را با استفاده از محلول فسفریک اسید، با تکنیک‌های ادهزیو سازگارتر کند. بدین ترتیب، تکنیک اسیدچ جهت باند مواد ترمیمی کامپوزیتی به مینا توسعه یافت. **اثر اصلی این تکنیک افزایش زبری سطح مینا در سطح میکروسکوپی و افزایش انرژی سطحی است که موجب بهبود ترشوندگی می‌شود.**

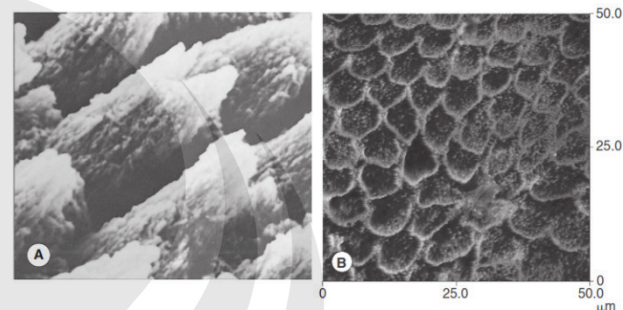


Figure 2.5.3 The enamel surface after acid etching. (a) Scanning electron micrograph image showing a predominant loss of prism periphery; (b) atomic force microscopy image showing a predominant loss of prism core.

یکی از کمبودهای عمده کامپوزیت‌ها این است که آن‌ها کیفیت ادهیژن ذاتی به بافت‌های دندان را ندارند، زیرا رزین‌ها اساساً غیرقطبی هستند. اصلاح اسیدچ سطح مینا اجازه می‌دهد تا زمانی که تماس نزدیک در سطح مولکولی وجود داشته باشد، یک پیوند میکرومکانیکال میان مینا و جزء رزینی کامپوزیت ایجاد شود.

این کشف امکان معرفی طیف وسیعی از تکنیک‌های ترمیمی را فراهم کرد که قبلاً امکان‌پذیر نبودند، مانند فیشورسیلانت‌ها، براکت‌های ارتودنسی مستقیماً باندشده، رزین باند بریج‌ها و لمینت ونیرها. تکنیک اسیدچ به عنوان بخشی جدایی‌ناپذیر از روش‌های ترمیمی با استفاده از کامپوزیت‌ها، شناخته شده است. استفاده از یک محلول اسیدی قوی (مانند فسفریک اسید) روی مینا ویژگی‌های سطحی را تغییر می‌دهد. این کار به دو روش انجام می‌شود.

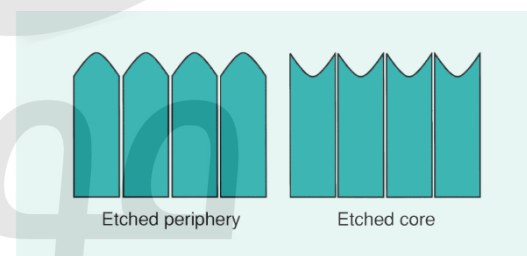


Figure 2.5.4 Schematic showing the common effects of phosphoric acid on enamel etching, where either prism periphery or core is preferentially removed

• فرآیند اچینگ زبری سطح مینا را افزایش می‌دهد. هنگامی که فسفریک اسید روی سطح مینا اعمال می‌شود، یک واکنش اسید-باز شروع شده که موجب انحلال هیدروکسی آپاتیت می‌شود و ویژگی‌های سطحی متفاوتی پدیدار می‌گردد. این ویژگی‌ها شامل برداشت بخش عمده حاشیه منشور مینایی، برداشت بخش عمده اجزای مرکزی منشور و الگویی است که در آن هیچ شباهت خاصی به یک ساختار منشوری وجود ندارد. اثر نهایی افزایش زبری سطح و در نتیجه افزایش سطح باند است. باند به این سطح با یک فرآیند باند میکرومکانیکال امکان‌پذیر است. افزایش زبری سطح این مزیت دیگری نیز ایجاد می‌کند بدین ترتیب که مساحت سطح برای باند با روش‌های شیمیایی (chemically cured) نیز، بسیار افزایش می‌یابد، حتی اگر این باند صرفاً به

پروسه بالینی

ویژگی‌های افزایش زبری سطح و ترشوندگی افزایش یافته رزین با استفاده از اسیدچ سطح مینا با یکدیگر ترکیب شده تا امکان باندی عالی بین کامپوزیت و مینا را فراهم کنند. با این حال، مانند هر تکنیک به ظاهر ساده‌ای، اشتباهات به راحتی رخ می‌دهند، مگر اینکه اپراتور به شدت به قواعد دستیابی به باند پایمند باشد. مراحل مختلف تکنیک اسیدچ را می‌توان به شرح زیر نام برد:

- فاکتورهای بیمار
- پروفیلاکسی مینا
- کاربرد اچانت.

فاکتورهای بیمار

اولین قاعده برای دستیابی به ادهیژن خوب این است که سطوح مدنظر برای باند، بایستی عاری از آلودگی باشند. اگر سطح با آب یا بزاق آلوده شود، باند خوبی بین کامپوزیت و مینا ایجاد نمی‌شود. ماهیت بسیار قطبی آلاینده‌های سطحی از تماس نزدیک رزین غیرقطبی با سطح مینا جلوگیری می‌کند.

این بدان معنا است که قبل از انتخاب ماده مورد استفاده باید در نظر داشت که آیا می‌توان کنترل رطوبت مناسب را به دست آورد یا خیر. این مسئله شامل ارزیابی هر یک از بیماران و همچنین محل درمان در دهان است. با توجه به نکته قبلی در مورد انتخاب بیمار، اگر قرار باشد بیمار در تمامی طول مدت پروسه آرامش و همکاری خود را حفظ نکند، این مورد برای کنترل رطوبت خطرناک خواهد بود. این مسئله ممکن است در مورد برخی از بیماران اطفال یا سالمندان و افرادی که شرایط یا نیازهایی دارند که دریافت درمان‌های دندانپزشکی را برای آن‌ها به تجربه‌ای چالش‌برانگیز مبدل می‌کند، صادق باشد. با توجه به نکته اخیر در مورد ناحیه درمان در دهان، مناطقی در دهان وجود داشته که خشک نگه داشتن آن‌ها (به طور موقت) آسان‌تر از سایرین بوده و موقعیت قدامی/ خلفی و نزدیکی به مارجین لثه هر دو موارد مهمی هستند.